



UNIVERSIDAD PERUANA  
**CAYETANO HEREDIA**

Facultad de  
**MEDICINA**

**DETERMINACIÓN DEL VALOR ESTANDARIZADO DE  
CAPTACIÓN (SUV) EN SIMULACIÓN DE LESIONES  
MENORES O IGUALES A 10 MILÍMETROS EN AIRE Y  
MANIQUÍ DE PULMÓN CON  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT**

**DETERMINATION OF STANDARDIZED UPTAKE VALUE  
(SUV) IN LESIONS' SIMULATION LESS THAN OR  
EQUAL TO 10 MILLIMETERS IN AIR AND LUNG  
MANIKIN WITH  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT**

**TESIS PARA OPTAR POR EL  
TITULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN  
TECNOLOGÍA MÉDICA EN LA ESPECIALIDAD DE  
RADIOLOGÍA**

**AUTORA:  
ITALA SEQUEIROS PALOMINO**

**ASESOR:  
LIC. FÉLIX ALEXANDER NEYRA AGUILAR**

**CO-ASESOR:  
LIC. RAÚL EDWIN CORREA ÑAÑA**

**LIMA – PERÚ**

**2022**



## **JURADO**

**Presidente:** Mg. Edward Artemio Meca Castro  
**Vocal:** Lic. Marco Antonio Rivero Mendoza  
**Secretario:** Lic. Nora Del Pilar Acosta Rengifo

**Fecha de Sustentación:** 16 de febrero del 2022

**Calificación:** Aprobado

**ASESORES DE LA TESIS**

**ASESOR**

**LIC. F.M. FÉLIX ALEXANDER NEYRA AGUILAR**

Departamento Académico de Tecnología Médica – Carrera Profesional de

Radiología

ORCID: 0000-0002-5590-2322

**CO-ASESOR**

**LIC. PSIC. RAÚL EDWIN CORREA ÑAÑA**

Departamento Académico de Tecnología Médica

ORCID: 0000-0002-1565-626X

## **DEDICATORIA**

A: Dios, mis padres y toda mi familia; en especial a mis tíos: Mario y Edgar; aunque ya no estén físicamente, sus recuerdos y enseñanzas permanecen en mi corazón. Agradezco sus acompañamientos y sus apoyos en todo aspecto durante mi formación de pregrado en Lima y por motivarme al desarrollo del presente trabajo de investigación.

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco infinitamente a mis asesores por su tiempo, por su paciencia, el apoyo constante y por sus aportes con el desarrollo del presente trabajo de investigación.

Al Mg. Walter Junior Meza Salas por su tiempo, su apoyo y colaboración con la recopilación de datos basada en las simulaciones realizadas del presente trabajo de investigación.

Al Lic. Jorge Inolopú Cuche por su tiempo, su apoyo y enseñanza acerca del mecanismo de funcionamiento de las pipetas de pistón, de la balanza semi-analítica y materiales de laboratorio.

A todos los profesionales de la salud del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins.

A Daniel Medina Quispe y a David Ortega Félix por su tiempo y apoyo con la delineación del maniquí de pulmón.

A Sheril Ramos Alcántara, Moisés Rojas de la Cruz, Gabriel Tapia Guevara y Diego Cuicapuza Arteaga; por la orientación acerca de los instrumentos y materiales de laboratorio.

## **FINANCIAMIENTO**

Este presente trabajo fue autofinanciado por la autora.

## **DECLARACIÓN DEL AUTOR**

Declaro bajo juramento no tener conflictos de interés y que el presente trabajo de investigación: “Determinación del Valor Estandarizado de Captación (SUV) en simulación de lesiones menores o iguales a 10 milímetros en aire y maniquí de pulmón con  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT” es original y de nuestra autoría.

## **TABLA DE CONTENIDOS**

<b>I.</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
<b>II.</b>	<b>OBJETIVOS</b>	<b>6</b>
<b>III.</b>	<b>MATERIAL Y MÉTODOS</b>	<b>7</b>
<b>IV.</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>17</b>
<b>V.</b>	<b>DISCUSIÓN</b>	<b>20</b>
<b>VI.</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	<b>25</b>
<b>VII.</b>	<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>27</b>
<b>VIII.</b>	<b>TABLAS, FIGURAS Y GRÁFICOS</b>	
	<b>ANEXOS</b>	

## RESUMEN

**Antecedentes:** Las imágenes bioquímico-metabólicas contribuyen a la monitorización de lesiones en todas sus etapas; la indicación principal: oncología. El parámetro más utilizado es el Valor Estandarizado de Captación (SUV). Estudios sugieren investigar acerca de la cuantificación metabólica de lesiones  $\leq 10$  mm en PET. **Objetivo:** Determinar el SUV en simulación de lesiones  $\leq 10$  mm en aire y maniquí de pulmón con fuentes radiactivas puntuales de  $^{18}\text{F}$ -FDG. **Material y Métodos:** Estudio experimental fundamentado en: 36 simulaciones en aire y 36 simulaciones en maniquí de pulmón. Las variables numéricas fueron descritas mediante las medidas de tendencia central; se compararon las medianas del  $\text{SUV}_{\text{PET}}$  y del  $\text{SUV}_{\text{teórico}}$  en aire y maniquí de pulmón mediante la prueba no paramétrica de Wilcoxon-Mann-Whitney. **Resultados:** Se evidenció que la exactitud para el  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$  para el rango de 2.7 mm a 5 mm fue de  $74.2 \pm 40\%$  y de 5.1 mm a 10 mm fue de  $351.4 \pm 73.2\%$  para simulaciones en aire; en el mismo sentido para simulaciones en maniquí de pulmón fue de  $141.3 \pm 48.6\%$  y  $318.6 \pm 67.3\%$ , respectivamente. **Conclusión:** El porcentaje de la exactitud de los valores del  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$ ,  $\text{SUV}_{\text{PETmed}}$  y el  $\text{SUV}_{\text{PETmin}}$  presentaron un valor superior al 5%; se demostró y evidenció que su determinación es complicada dada las dificultades en las mediciones para este rango de tamaños.

**Palabras clave:** PET, SUV,  $^{18}\text{F}$ -FDG, lesiones pulmonares, maniquí de pulmón, aire

## SUMMARY

**Background:** Biochemical-metabolic images contribute to the monitoring of lesions in all their stages; the main indication: oncology. The most widely parameter used is the Standardized Uptake Value (SUV). Studies suggest do research in the metabolic quantification of lesions  $\leq 10$  mm in PET. **Objective:** Determine the SUV in lesions' simulation  $\leq 10$  mm in air and lung manikin with radioactive pointed sources of  $^{18}\text{F}$ -FDG. **Material and Methods:** Experimental study based on: 36 simulations in air and 36 simulations in lung manikin. The numerical variables were described using measures of central tendency; the medians of the  $\text{SUV}_{\text{PET}}$  and the  $\text{SUV}_{\text{theoretical}}$  in air and lung manikin were compared using the non-parametric Wilcoxon-Mann-Whitney test. **Results:** It was evidenced that the accuracy for the  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$  for the range from 2.7 mm to 5 mm it was  $74.2 \pm 40\%$  and from 5.1 mm to 10 mm it was  $351.4 \pm 73.2\%$  for simulations in air; in the same sense, for lung manikin simulations it was  $141.3 \pm 48.6\%$  and  $318.6 \pm 67.3\%$ , respectively. **Conclusion:** The percentage accuracy of the  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$ ,  $\text{SUV}_{\text{PETmed}}$  and  $\text{SUV}_{\text{PETmin}}$  values presented a value greater than 5%; it was demonstrated and evidenced that its determination is complicated given the difficulties in the measurements for this range of sizes.

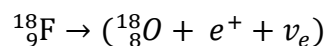
**Keywords:** PET, SUV,  $^{18}\text{F}$ -FDG, lung lesions, lung manikin, air

## I. INTRODUCCIÓN

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Agencia Internacional para la Investigación en Cáncer (IARC), el 8<sup>vo</sup> cáncer más frecuente en Perú es el cáncer de pulmón donde el número de casos incidentes en ambos sexos y en todas las edades en el año 2020 fue de 2, 888 casos en contraste con países latinoamericanos como: Ecuador, Uruguay y Paraguay con 1,185; 1,796 y 936 casos, respectivamente (1); y a diferencia de Hungría que lidera las estadísticas en el mundo con 10 274 casos (2).

La técnica de imagen para el diagnóstico del cáncer pulmonar que brinda información morfo-funcional es la Tomografía por Emisión de Positrones acoplada a la Tomografía Computada (PET/CT) y que ha sido utilizada frecuentemente en el transcurso de los años. A diferencia de la CT, en la PET se cuantifican los primeros cambios oncológicos dado el efecto Warburg (3) antes de que se evidencien en las imágenes morfológicas.

En PET/CT el isótopo más usado en oncología es el  $^{18}\text{F}$ , por su producción en un ciclotrón y su afinidad mediante la síntesis nucleofílica para la formación del radiofármaco Fluorodesoxiglucosa ( $^{18}\text{F}$ -FDG), debido a la actividad metabólica es captada por la mayoría de células cancerígenas ávidas de la absorción de la glucosa como sustrato, entre ellas el cáncer de pulmón. Éste tiene un periodo de semidesintegración nuclear ( $\tau_{\frac{1}{2}}$ ) de 109.7 minutos; en consecuencia, el  $^{18}\text{F}$  decae a  $^{18}\text{O}$  emitiendo un positrón ( $e^+$ ) y un neutrino ( $\nu$ ) (4) dada por la siguiente ecuación de balance:



Donde:

$^{18}_9\text{F}$  y  $^{18}_8\text{O}$  : elementos padre e hijo, respectivamente;  $e^+$ : positrón;  $\nu_e$  : neutrino.

Tras la interacción de los positrones con los electrones orbitales de los átomos absorbentes de los tejidos del paciente se producen fotones gamma fundamentados en las interacciones de Coulomb antes de que su energía cinética sea reducida. La cual está dada por la ecuación de balance de la energía cinética del positrón (4):

$$e_p = e_t - 1.022 \text{ MeV} - e_n$$

Donde:

$e_p$ : energía del positrón;  $e_t$ : energía de transición;  $e_n$ : energía del neutrino

De este modo, el positrón es atrapado por un electrón orbital formando transitoriamente el positronio quien tiene un periodo de semidesintegración de  $\tau=10^{-10}$  segundos. En este periodo el electrón y el positrón se aniquilan uno al otro formando dos fotones de 511 keV de energía; los cuales son emitidos en direcciones opuestas de aproximadamente  $180^\circ$  (4), donde la fuerza de colisión equivale a las masas de dichas partículas precedentes. Dado este fenómeno, para la detección en el equipo PET se proyecta una línea imaginaria producto de la aniquilación verdadera llamada: Línea de Respuesta (*Line of Response*) (LOR).

Los fotones opuestos llegan a los 2 detectores que conforman la línea de respuesta, cada uno de los fotones gamma son transformados de fotón a luz en el cristal de centelleo y de luz a señal eléctrica en el tubo fotomultiplicador (4). Posterior a ello, cada uno de los rayos gamma serán analizados para ser aceptados o discriminados según los sistemas de corrección del equipo PET para evitar en lo posible el conteo incorrecto de la LOR producto de los efectos Compton y los efectos aleatorios (randomizados).

La ubicación de cada uno de los centelleos de luz es determinada por el algoritmo de *Anger* en cada uno de los píxeles que conforman las imágenes bidimensionales en el eje Y y X de la PET a través del sistema binario. A través del conjunto de las proyecciones se obtienen el conjunto de sinogramas que conforman los datos del paciente para el análisis y su posterior transformación de Fourier, para la obtención de las proyecciones tomográficas en los planos axial, coronal y sagital. Los sinogramas son transformados a imágenes 2D en sus diferentes proyecciones a través de la reconstrucción iterativa tomográfica OSEM (Maximización de Expectativas de Subconjuntos Ordenados). Por lo tanto, para la visualización de las imágenes moleculares es necesario ubicar con gran precisión la región de aniquilación de los fotones detectados, los cuales están en función de la instrumentación y los aspectos físicos de las interacciones de los fotones.

Frente a la coincidencia por fotones de dispersión de Compton y coincidencias aleatorias, la corrección mediante el tiempo de vuelo (*Time of Flight*) (TOF), por ejemplo, ayuda a la disminución del ruido dada la disminución de las coincidencias de Compton y las coincidencias aleatorias (5,6). En ese mismo sentido, el cristal de centelleo determina la producción de la luz, en consecuencia, cuantifica la ventana de coincidencia. A medida que sean más densos los cristales de centelleo como el ortosilicato de lutecio dopado con itrio (LYSO) mayor será la luz producida (7), éste tiene una densidad de  $7.1 \text{ mg/cm}^3$  y una producción de luz del 80% a diferencia del

ortosilicato de germanio (GSO) con una densidad de 6.7 mg/cm<sup>3</sup> y una producción de luz del 30% (8).

Posterior al fenómeno físico y biológico del <sup>18</sup>F-FDG, es obtenido el Valor Estandarizado de Captación (*Standardized Uptake Value*) (SUV). Como reporta Gamal, el SUV forma parte importante en todas las etapas de la evolución del cáncer como son: la determinación del estadio y el re-estadiaje de la enfermedad, la detección de enfermedad recurrente o residual, la evaluación de la respuesta a la terapia y proporcionar información pronóstica (9).

Para asegurar la garantía de la calidad de las cuantificaciones del SUV; el equipo es sometido al control de calidad para que contribuya a la verificación de la funcionabilidad y a la optimización del rendimiento de todos los componentes de la PET/CT durante toda su vida útil, basados en los límites de aceptación especificados por el fabricante (10). La importancia según el documento HHS N°1 (*Quality Assurance for PET and PET/CT Systems*) de la IAEA es: “*verificar que las imágenes reflejen con precisión la distribución del radiofármaco dentro del paciente*” (11).

Por lo tanto, la incidencia del cáncer de pulmón en Perú podría ser reducida con un oportuno diagnóstico en las etapas iniciales del mismo como reporta Larici et al (12) y como fundamenta la Sociedad Americana del Cáncer (ACS): “*Si el cáncer de pulmón se detecta en una etapa más temprana, cuando es pequeño y antes de que se haya propagado, es más probable que se trate con éxito*” (13).

En ese sentido, numerosas investigaciones fueron realizadas en el mundo. Sin embargo, la determinación de lesiones pulmonares  $\leq 10$  mm resulta ser complicada de determinar tanto por PET como por CT (12,14-19) a diferencia de lesiones  $> 10$  mm como reporta Gould en el estudio de análisis sistemático que realizó (20).

En el estudio de revisión retrospectiva que fue realizado por Kusma et al en un intervalo de 14 años en el Hospital Nacional de Niños de Ohio en EEUU; examinaron a los pacientes con metástasis al pulmón, a causa del osteosarcoma y sarcoma de Ewing mediante la Tomografía Computada y la biopsia a pacientes menores a 25 años de edad. Evidenciaron que de 116 nódulos: 60 (52%) fueron  $< 5$  mm, 49 (42%) fueron  $< 4$  mm y 40 (35%) fueron  $< 3$  mm. Concluyeron que en nódulos  $< 5$  mm tienen tendencia a la malignidad con una sensibilidad de 0.709 [IC 95%: 0.465-0.872; p=0.091] y especificidad de 0.776 [IC 95%: 0.324-0.962; p=0.219] para todos los nódulos que fueron biopsiados (15).

De forma similar, en el estudio de revisión retrospectiva que fue realizado por Hagi et al en un intervalo de 14 años en el Hospital Universitario de Tsu en Japón; examinaron a los pacientes con metástasis de sarcoma de tejidos blandos al pulmón mediante  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT y la biopsia y/o resección quirúrgica. Evidenciaron nódulos metastásicos pulmonares en nódulos  $> 5$  mm (56.8%) y en nódulos  $< 5$  mm (43.1%) de un total de 176 nódulos. Asimismo, el  $\text{SUV}_{\text{max}}$  en las imágenes PET/CT en lesiones de pulmón  $< 5$  mm fue insatisfactorio en cuanto a la exactitud (38.9%), la sensibilidad (13.2%) y especificidad (100%) para la catalogación de la actividad de lesiones como benigna o maligna a diferencia de lesiones  $> 5$  mm en exactitud (94.2%), sensibilidad (95%) y especificidad (75%) (14).

En contraste a los estudios de Kusma y Hagi et al; Erdi realizó un el estudio experimental en el Centro Oncológico Memorial Sloan Kettering de Nueva York en EE.UU. El estudio de Erdi estuvo basado en numerosas simulaciones en el maniquí de *Jaszczak* y con esferas de diferentes tamaños. Utilizó diferentes técnicas de imagen de Medicina Nuclear como en: cámara gama convencional, Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único (SPECT), Tomografía por Emisión de Positrones (PET) y en cámara gamma planar con capacidad de detección de coincidencia. Evidenció que la PET con  $^{18}\text{F}$  a diferencia de las imágenes nucleares obtenidas por medio de otras técnicas de imágenes detecta actividad en esferas pequeñas de T/B ratio (relación tejido a fondo) hasta de 3:1 con un volumen de  $\geq 0.4$  mL equivalente a una lesión de 9.1 mm (16).

En el estudio retrospectivo que fue realizado por Brendle et al de la Universidad Eberhard Karls en Alemania, realizaron la PET/CT con  $^{18}\text{F}$ -FDG a 27 pacientes oncológicas; evidenciaron que el SUV es complicado de determinar en volúmenes  $\leq 0.5$  mL correspondiente a una lesión de 4.6 mm dado el efecto de volumen parcial y el ruido en las imágenes moleculares (17).

En relación a lo descrito; el presente estudio tomó en cuenta los parámetros físicos de la PET y las sugerencias de estudios que recomiendan investigar acerca de la determinación del SUV en lesiones  $\leq 10$  mm. Por lo tanto, se planteó la siguiente pregunta de investigación científica: **¿Cuáles son los valores de exactitud del SUV en simulación de lesiones  $\leq 10$  mm en aire y maniquí de pulmón con  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT?**

**Hipótesis:**

**H<sub>0</sub>:**

El Valor Estandarizado de Captación (SUV) en simulación de lesiones menores o iguales a 10 milímetros en aire y maniquí de pulmón con fuentes puntuales de <sup>18</sup>F-FDG puede ser determinado por PET/CT.

**H<sub>a</sub>:**

El Valor Estandarizado de Captación (SUV) en simulación de lesiones menores o iguales a 10 milímetros en aire y maniquí de pulmón con fuentes puntuales de <sup>18</sup>F-FDG no puede ser determinado por PET/CT

## II. OBJETIVOS

### 2.1. General

- Determinar el Valor Estandarizado de Captación (SUV) en simulación de lesiones menores o iguales a 10 mm en aire y maniquí de pulmón con fuentes radiactivas puntuales de  $^{18}\text{F}$ -FDG.

### 2.2. Específicos

- Determinar el Valor Estandarizado de Captación experimental obtenido con el equipo PET/CT (“ $\text{SUV}_{\text{PET}}$ ”) en aire, mediante fuentes radiactivas puntuales de  $^{18}\text{F}$ -FDG a diferentes volúmenes para el rango de simulación de lesiones menores o iguales a 10 mm.
- Determinar el Valor Estandarizado de Captación experimental obtenido con el equipo PET/CT (“ $\text{SUV}_{\text{PET}}$ ”) en maniquí de pulmón, mediante fuentes radiactivas puntuales de  $^{18}\text{F}$ -FDG a diferentes volúmenes para el rango de simulación de lesiones menores o iguales a 10 mm.
- Determinar el Valor Estandarizado de Captación teórico (“ $\text{SUV}_{\text{teórico}}$ ”) obtenido de la definición conceptual del SUV basada en las mediciones con la cámara de ionización y la pipeta de pistón (“patrones de medición”) en simulación de lesiones menores o iguales a 10 mm en aire y maniquí de pulmón con fuentes radiactivas puntuales de  $^{18}\text{F}$ -FDG.

### III. MATERIAL Y MÉTODOS

#### 3.1. Diseño del estudio

Estudio experimental dado que fueron manipuladas las variables independientes: la actividad y el volumen de la fuente radiactiva; en consecuencia, se evidenció el efecto sobre las variables dependientes:  $SUV_{PETmax}$ ,  $SUV_{PETmed}$ ,  $SUV_{PETmin}$  y  $SUV_{teórico}$ . En ese sentido, se determinó la causa-efecto (21) representada por las variables independientes y dependientes; las cuales estuvieron basadas en la teoría (22).

Fueron usados “patrones de medición” con el fin de la determinación del  $SUV_{teórico}$  los cuales fueron: la cámara de ionización y la pipeta de pistón. Se tomó en cuenta la fórmula del  $SUV_{teórico}$  basadas en las recomendaciones de la Asociación Americana de Física Médica en su publicación *Task Group-126 (PET/CT Acceptance Testing and Quality Assurance)* (10), así como las recomendaciones de la IAEA-HHS N°1 (*Quality Assurance for PET and PET/CT Systems*) (11) y dada la aceptabilidad por la comunidad científica y su uso frecuente a nivel internacional (23-26).

Asimismo se respalda el diseño del estudio antes mencionado como experimental puesto que tanto los estudios de Adler et al (27) y de Erdi (16) lo consideraron como tal, ya que, tuvieron el mismo objetivo general que el presente estudio: determinar el mínimo de detectabilidad en lesiones en la PET y ambos estudios fueron realizados en el maniquí de *Jaszczak*.

#### 3.2. Población del estudio

Simulaciones en aire en el soporte de  $^{22}Na$  y simulaciones en maniquí de pulmón. Cada simulación fue realizada para cada volumen de  $^{18}F$ -FDG. En el rango de 10  $\mu L$  a 525  $\mu L$ , las cuales según la fórmula de la esfera correspondieron a un tamaño de lesión de diámetro de 2.7 mm a 10 mm.

#### 3.3. Lugar de estudio

Las simulaciones fueron realizadas en el equipo PET/CT marca: *Phillips*, modelo: GEMINI TF TOF del Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins.

##### 3.3.1. Criterios de inclusión

- **Volumen de la fuente de  $^{18}F$ -FDG:**  
Rango:  $\geq 10 \mu L - \leq 525 \mu L$
- **Actividad de la fuente de  $^{18}F$ -FDG:**  
Rango:  $\geq 1 \mu Ci - \leq 1 mCi$
- **Tamaño de la fuente de  $^{18}F$ -FDG:**  
Rango:  $\geq 2.7 mm - \leq 10 mm$

### 3.3.2. Criterios de exclusión

Simulaciones con actividades  $< 1 \mu\text{Ci}$  y  $> 1 \text{mCi}$ .

### 3.4.Muestra

Se realizó un muestreo no probabilístico por conveniencia puesto que, tanto el estudio de Adler et al (27) y el estudio de Yusuf (16) lo consideraron como tal para cada volumen de  $^{18}\text{F}$ -FDG. Fueron seleccionadas 36 simulaciones en aire con el soporte de  $^{22}\text{Na}$  y 36 simulaciones en maniquí de pulmón.

### 3.5.Instrumentos de la investigación

- En base al catálogo de modelos de maniqués propuestos por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) *Task Group 126* (10) y la Comisión de Comunidades Europeas (28) se diseñó y construyó un maniquí de pulmón con propiedades físicas (Anexo 1).

Hecho a base polimetilmetacrilato (poli (metil-2 metilpropenoato)), comúnmente conocido como acrílico de cristal. El cual fue de color transparente y dentro del cual incluyó una placa interna con un orificio para la inserción del portafuente (Anexo 2 B). Cuyo peso fue de 4 Kg y 05 g dado por la balanza Xiaomi, modelo XMTZC05HM, la cual tuvo rangos de peso desde 100 g a 150 Kg.

Sobre su diseño:

- El espesor de PMMA estuvo basado en el mismo espesor del maniquí de tórax de código: 0695-0180 de la marca CAPINTEC (29).
- La densidad de 1.19 g/cc de PMMA estuvo basada en la misma densidad del maniquí de tórax de CT de la marca CAPINTEC de código: 0695-0105 (29).
- Las medidas del maniquí de 32 cm x 20 cm x 15 cm estuvieron basadas en el catálogo de maniqués de tórax de las marcas: CAPINTEC, FLUKE y CIRS (29-31).
- Se utilizaron dos pipetas de pistón de tipo monocal y de tipo variable de marca: Finnpiptette; las cuales fueron calibradas para garantizar la precisión (32) según el método gravimétrico y la reproducibilidad de las mediciones (33). Las pipetas fueron calibradas por un Tecnólogo Médico en Laboratorio Clínico especialista en pipetas de pistón previo a la realización de las simulaciones; se tuvo los siguientes resultados:
  - Pipeta de 10  $\mu\text{L}$  - 100  $\mu\text{L}$ : coeficiente de variación: 0.28 y exactitud: -0.332.
  - Pipeta de 100  $\mu\text{L}$  - 1000  $\mu\text{L}$ : coeficiente de variación: 0.13 y exactitud: 0.546.

- Se usaron punteras de marca USALAB, de polipropileno de alta densidad, autoclavable e indeformable, y de superficie hidrófoba. Para la pipeta de pistón de 10  $\mu\text{L}$  - 100  $\mu\text{L}$  se usaron las punteras de 5  $\mu\text{L}$  - 200  $\mu\text{L}$ , las cuales fueron de color amarillo; y para las pipetas de 100  $\mu\text{L}$  - 1000  $\mu\text{L}$  se usaron las punteras de 100  $\mu\text{L}$  - 1000  $\mu\text{L}$ , las cuales fueron de color azul. Se usó una puntera para cada simulación para evitar la contaminación radiactiva y para reducir los errores en la calibración de los portafuentes.
- Se usaron tres tubos de microcentrífuga de marca USALAB de tres capacidades volumétricas: 0.2 ml, 0.5 ml y 1 ml. Todos fueron de polipropileno con tapa a presión y translúcidos.
- Se usó un calibrador de dosis, de tipo: cámara de ionización y pozo. Marca Capintec, modelo: CRC-55t PET, serie:570102. El cual estuvo calibrado según el procedimiento de calibradores de dosis, PT-003-1-5-LSCD.
- El equipo PET/CT que se usó fue *Phillips Gemini TF TOF*. Se usó la reformación multiplanar (MPR) para localizar la lesión hipercaptante de la base del portafuente. Con relación a la PET, se utilizaron 24,000 cristales de ortosilicato de lutecio dopado con itrio (LYSO) de 4x4x22 mm<sup>3</sup> en un array de 64 detectores.
- Se usó una balanza semi-analítica calibrada para garantizar la fiabilidad de las mediciones (32) de marca ADAM, modelo: NBL 4201e. De lectura mínima de 0.001g (Anexo 3 D).
- Se usó un soporte de <sup>22</sup>Na para las simulaciones en aire, donde sólo se utilizaron dos orificios para la inserción de los portafuentes. Los diámetros de los orificios empleados fueron de 0.4 cm y el otro de 0.9 cm de diámetro (Anexo 4).

### 3.6.Procedimientos y técnicas

#### **\*Previo a la ejecución de las simulaciones:**

##### *Directrices para estudios experimentales:*

Se siguió los procedimientos y técnicas de las directrices para estudios experimentales de Moorhead y Anusavise (34) en sus tres fases de cuestiones:

- Previas a la recopilación de datos: el objetivo de la investigación, la revisión de la literatura, la metodología de investigación, el plan de estudios y la propuesta de investigación.
- Recopilación de datos en curso: la verificación de los procedimientos del estudio, mantenimiento de la

documentación de los datos, pruebas preliminares de los procedimientos del estudio, preservación del control de calidad, registro de datos en el libro de registro, registro de los datos computarizados y verificación de datos, análisis preliminar de edición de datos preliminares, informes provisionales y control de calidad.

- Posteriores a la recopilación de datos: elaboración del informe final y publicación de resultados.

### ***Cálculo del tamaño de las lesiones pulmonares***

Se calcularon los tamaños de las lesiones  $\leq 10$  mm en base a la fórmula de la esfera (35), el radio y el diámetro (36) de un segmento en función de cada volumen:

$$v_l = \frac{4}{3}\pi r_l^3$$

Donde:  $v_l$ : volumen de la lesión,  $\pi$ : pi y  $r_l$ : radio de la lesión.

- Se despejó el radio de la fórmula de la esfera:

$$\left(\frac{3v_l}{4\pi}\right)^{\frac{1}{3}} = r_l$$

- Seguidamente, se calculó el diámetro de la lesión:

$$d_l = 2r_l$$

Donde:  $d_l$ : diámetro de la lesión y  $r_l$ : radio de la lesión

### ***Control de calidad en el presente estudio***

Previo a la adquisición de las tomografías se verificó el control de calidad de la PET (Anexo 13) y de la CT (Anexo 14) para cada uno de los días en los cuales se realizaron las simulaciones. La condición para la ejecución de las simulaciones fue que los valores de la CT estuvieran dentro de lo aceptable y sobre la PET diagnosticar: superado, completo y correcto en la computadora.

Las pruebas diarias de control de calidad en el tomógrafo PET fueron las siguientes (10):

- Línea de referencia: Fue importante dado que recoge las desviaciones analógicas de todos los canales de los tubos

fotomultiplicadores para que en caso los valores de línea de referencia medidos estén fuera del rango establecido, el sistema realice automáticamente una calibración de desfase y vuelva a recoger los datos de la línea de referencia.

- Ganancia del tubo fotomultiplicador: Fue importante dado que optimiza la ganancia electrónica de cada canal de los tubos fotomultiplicadores.
- Energía: Fue importante dado que calcula los centroides de energía y de la anchura a media altura (*Full Width at Half Maximum*) (*FWHM*).
- Tiempo de vuelo (*Time of Flight*) (TOF): Fue importante dado que compara el tiempo del sistema con los ajustes de calibración.
- Obtención y análisis del sinograma de emisión: Fue importante dado contribuye a dar aviso cuando el desplazamiento del sistema afecta a la calidad de imagen o cuando el *hardware* de adquisición está defectuoso.

**\*Durante la ejecución de las simulaciones:**

***Cuarto Caliente***

Participaron la investigadora principal (IP), quien colaboró con el registro de los datos en ficha de recolección de datos (Anexo 5); mientras que el Tecnólogo Médico especialista de Medicina Nuclear (TMMN), apoyó con las simulaciones y fue capacitado en el uso de las pipetas automáticas por un Licenciado Tecnólogo Médico de Laboratorio Clínico previo a las simulaciones acerca del uso de pipetas dado que son instrumentos sofisticados. El TMMN se encargó de la dilución del  $^{18}\text{F}$ -FDG (1 ml de NaCl al 9%/1 mCi) sólo si hubo actividad residual al final del turno de la tarde. En ese sentido, para el fraccionamiento se usó una pipeta de pistón dependiendo de cada volumen a estudiar, para lo cual se hizo uso de la celda caliente donde el contenido extraído de la pipeta fue vaciado al tubo de microcentrífuga y tapado a presión (Anexo 6 B), desde ese momento se le denominó: portafuente.

Luego, se realizó la medición de la actividad del portafuente con la ayuda de una pinza en el calibrador de dosis (Anexo 6 C y 6 D). Posterior a ello, el portafuente se colocó en la lonchera plomada, la cual se encontraba dentro de la celda caliente. Los compartimientos del interior de la lonchera fueron elaborados por la IP en base a cartulinas blancas, las medidas fueron: 19 cm x 7 cm x 5 cm (Anexo 6 A). Cabe mencionar, que previo a los fraccionamientos del  $^{18}\text{F}$ -FDG se tomó en cuenta la disponibilidad del equipo PET/CT para la realización de las adquisiciones y la actividad residual.

La IP registró de acuerdo a las indicaciones del TMMN: la actividad de fondo, la actividad de cada portafuente y la hora del fraccionamiento previa a cada fraccionamiento; se realizaron las conversiones de unidades de  $\mu\text{Ci}$  a  $\text{mCi}$  y viceversa; y fue restada la radiación de fondo a cada una de las actividades del portafuente independientemente.

### ***Sala de adquisición de imágenes***

Se realizó el posicionamiento del maniquí o del soporte de  $^{22}\text{Na}$  en la camilla del equipo PET/CT (Anexo 7). Posterior a ello, se llevó la lonchera plomada a sala PET/CT. Seguidamente, se posicionó la mesa según las coordenadas de la mesa: X:0 mm, Y: 136 mm, Z: 1226.4 mm. Luego, se extrajo el portafuente y se colocó en el orificio del maniquí o del soporte de  $^{22}\text{Na}$ . La concentración de  $^{18}\text{F}$ -FDG estuvo contenida y suspendida en la base del tubo de microcentrífuga (portafuente), debido a la tensión superficial; propiedad por la cual se mantuvo la sustancia radiactiva adherida a las paredes. En el caso de los portafuentes de capacidad de 1.5 ml se usó pedazo de espadrapo para fijar al orificio del maniquí y del soporte de  $^{22}\text{Na}$ .

Por otro lado, se realizaron las adquisiciones de las imágenes PET/CT al maniquí de pulmón o al soporte de  $^{22}\text{Na}$ ; en ambos casos las longitudes del barrido en el eje Z fueron de 200 mm como máximo y no de la longitud promedio de un paciente peruano a cuerpo entero de longitud de 1700 mm en el eje Z. Las cuales fueron realizadas en base al protocolo de cuerpo entero dado que es considerado como el protocolo de rutina para PET/CT de pulmón, el ingreso de la actividad y la hora de fraccionamiento registrada en la ficha de recolección de datos de cada portafuente. Cada adquisición incluyó: el Escanograma, la Tomografía Computada y la Tomografía por Emisión de Positrones. Los parámetros técnicos para las simulaciones realizadas en aire y maniquí de pulmón fueron:

- Escanograma: las longitudes de los barridos en el eje Z fueron de 200 mm como máximo, campo de visión (FOV) de 500 mm, voltaje de 120 kV y corriente de 30 mA. El tiempo del escanograma fue de 3 s.
- CT helicoidal: colimación de 6.4 x 0.625 mm (filas de detectores x grosor del detector), espesor de corte de 1.5 mm, incremento de 5 mm, *pitch* de 0.70, tiempo de rotación de 0.5 s, campo de visión (FOV) de 700 mm, voltaje de 120 kV, corriente de 211 mA, matriz de 512 x 512 y filtro estándar. El tiempo de la CT fue de 5.77 s.
- PET: espesor de corte de 4 mm, matriz de 169 x 169. El tiempo de la PET fue 8 min aproximadamente.

Posterior a ello, se reconstruyeron las imágenes de la PET utilizando la reconstrucción iterativa tomográfica OSEM y en la CT mediante la retroproyección filtrada. Las cuales fueron fusionadas y luego se circunscribió la región de interés (ROI) de cada una de las lesiones hipercaptantes de cada imagen por PET/CT, tomando en cuenta la lesión más hipercaptante, más representativa y más proximal a la base del portafuente (Anexo 8 A y 8 B). Se utilizó la ventana de pulmón para visualizar mejor la lesión hipercaptante. Así mismo, el TMMN registró en cada una de las imágenes híbridas: el  $SUV_{PETmax}$ ,  $SUV_{PETmed}$  y el  $SUV_{PETmin}$  (Anexo 8 C y 8 D). Dichos valores fueron registrados por la IP en la ficha de recolección de datos.

**\*Posterior a la ejecución de las simulaciones:**

***Medición del peso de los portafuentes y de las microgotas en la balanza semi-analítica***

Cada uno de los portafuentes y de los volúmenes fueron verificados al tarar cada uno de ellos en una balanza semi-analítica y fue usada la técnica del pipeteo por un Licenciado Tecnólogo Médico en Laboratorio Clínico con amplia experiencia en la técnica (Anexo 9). Seguidamente se registraron las mediciones en la ficha de recolección de datos del pesaje de volúmenes realizados (Anexo 10) para luego considerar cada uno de los datos en la fórmula del  $SUV_{teórico}$ .

***Cálculo del  $SUV_{teórico}$***

La estimación del  $SUV_{teórico}$  en una lesión captante de  $^{18}F$ -FDG en el paciente, fue dada por la siguiente fórmula (23-26):

$$SUV = \frac{\text{concentración final de actividad en el tejido } (\mu\text{Ci/mL})}{\frac{\text{actividad inyectada(mCi)}}{\text{peso(Kg)}}}$$

De manera similar, la estimación del  $SUV_{teórico}$  de una fuente puntual que simuló una lesión captante de  $^{18}F$ -FDG en el paciente, fue dada por:

$$SUV = \frac{\frac{\text{actividad final de la lesión } (\mu\text{Ci})}{\text{volumen de la lesión(mL)}}}{\frac{\text{actividad inicial de la lesión(mCi)}}{\text{peso del portafuente(Kg)}}$$

Cabe destacar, que las imágenes en SUV tienen dimensiones de g/mL; pero para fines prácticos se consideró explícitamente de manera adimensional.

Donde:

- Actividad final de la lesión ( $A_f$ ) ( $\mu\text{Ci}$ ) (37):

Fue la actividad de la lesión presente en el momento que fue realizada la adquisición de la imagen híbrida. La cual fue determinada en primer lugar, restando la actividad neta inicial con la radiación de fondo presente en la celda caliente:

$$An_{o\ 18\text{F-FDG}} = A_{o\ 18\text{F-FDG}} - R_f$$

Donde:  $An_{o\ 18\text{F-FDG}}$  ( $\mu\text{Ci}$  o  $\text{mCi}$ ) : actividad neta inicial de  $^{18}\text{F-FDG}$  y  $R_f$  : radiación de fondo ( $\mu\text{Ci}$ ).

Posterior a ello, se calculó  $A_f$  según la fórmula del decaimiento radioactivo en un tiempo dado:

$$A_{f\ 18\text{F-FDG}} = 10^3 \times A_{o\ 18\text{F-FDG}} \times e^{(-\lambda_{18\text{F-FDG}} \times t)}$$
$$A_{f\ 18\text{F-FDG}} = 10^3 \times A_{o\ 18\text{F-FDG}} \times e^{(-\frac{\ln 2}{t_{1/2}^{18\text{F-FDG}}} \times (h_a - h_f))}$$
$$A_{f\ 18\text{F-FDG}} = 10^3 \times A_{o\ 18\text{F-FDG}} \times e^{(-\frac{\ln 2}{109.7\ \text{min}} \times (h_a - h_f))}$$

Donde:  $A_{f\ 18\text{F-FDG}}$  ( $\mu\text{Ci}$ ) : actividad final de  $^{18}\text{F-FDG}$  en microcuries,  $A_o$  ( $\text{mCi}$ ): actividad inicial de  $^{18}\text{F-FDG}$  en milicuries,  $\lambda$  : constante de desintegración del  $^{18}\text{F-FDG}$ ,  $t$ : tiempo,  $h_a$ : hora de adquisición y  $h_f$ : hora del fraccionamiento.

- Volumen de la lesión (mL):

Fue el volumen de la lesión (mL) del radiofármaco  $^{18}\text{F-FDG}$  dado por la pipeta de pistón.

- Actividad inicial de la lesión ( $A_x$ ) ( $\text{mCi}$ ):

Fue la actividad inicial calibrada en la cámara de ionización (“activímetro”). La cual fue determinada en primer lugar, restando la actividad neta inicial con la radiación de fondo presente en la celda caliente:

$$An_{o\ 18\text{F-FDG}} = A_{o\ 18\text{F-FDG}} - R_f$$

Donde:  $A_{o18F-FDG}$  ( $\mu\text{Ci}$  o  $\text{mCi}$ ) : actividad neta inicial de  $^{18}\text{F}$ -FDG y  $R_f$  : radiación de fondo ( $\mu\text{Ci}$ ).

Posterior a ello, se calculó  $A_x$  según la fórmula del decaimiento radioactivo en un tiempo dado:

$$A_{x18F-FDG} = A_{018F-FDG} \times e^{(-\lambda_{18F-FDG} \times t)}$$

$$A_{x18F-FDG} = A_{018F-FDG} \times e^{-\frac{\ln 2}{t_{1/2}^{18F-FDG}} \times (h_a - h_f)}$$

$$A_{x18F-FDG} = A_{018F-FDG} \times e^{(-\frac{\ln 2}{109.7 \text{ min}}) \times (h_a - h_f)}$$

Donde:  $A_x$  ( $\text{mCi}$ ): actividad inicial de  $^{18}\text{F}$ -FDG en milicuríes,  $\lambda$ : constante de desintegración del  $^{18}\text{F}$ -FDG,  $t$ : tiempo,  $h_a$ : hora de adquisición y  $h_f$ : hora del fraccionamiento.

- Peso del portafuente (Kg):

Fue estimado sumando el peso del tubo de microcentrífuga (0.2 mL: 0.175 g, 0.5 mL: 0.398 g y 1.5 mL: 0.936 g) con el volumen de cada una de las simulaciones (10  $\mu\text{L}$ -525 $\mu\text{L}$ ) en base a las mediciones realizadas en la balanza semi-analítica de forma independiente.

### *Análisis del error relativo y de la exactitud con relación al SUV*

Tanto la exactitud como el error relativo de las medidas fueron comparadas con el  $\text{SUV}_{\text{teórico}}$ . Fue analizada la proximidad entre el valor medido ( $\text{SUV}_{\text{PET}}$ ) con el valor predictivo ( $\text{SUV}_{\text{teórico}}$ ) con el fin de determinar la exactitud. En el mismo sentido, posterior a ello, se analizó la proximidad entre el valor predictivo ( $\text{SUV}_{\text{teórico}}$ ) con el valor medido ( $\text{SUV}_{\text{PET}}$ ) con el fin de determinar el error relativo.

### **3.7.Aspectos éticos**

El proyecto de investigación se registró en el Sistema Descentralizado de Información y Seguimiento a la Investigación (SIDISI) – Dirección Universitaria de Investigación, Ciencia y Tecnología (DUICT). También, fue revisado, aprobado y exonerado por el Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (SIDISI: 201423) (Anexo 11) y del Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins (Carta N° 294-GRPR-ESSALUD-2020) (Anexo 12).

### **3.8. Plan de análisis de datos**

Los datos fueron registrados en la ficha de recolección de datos y la ficha de pesaje de los rangos de volúmenes estudiados. Luego, fueron migrados a la plataforma de Excel y posteriormente analizados usando el paquete estadístico STATA versión 15 dada la licencia de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, el cual permitió el análisis estadístico.

Las variables numéricas fueron descritas mediante las medidas de tendencia central (promedio y mediana) acompañada de las medidas de dispersión (la desviación estándar y el rango intercuartílico) de acuerdo a la distribución normal basada en la prueba de Shapiro-Wilk.

Para comparar la distribución entre muestras, se utilizó la prueba de la mediana no paramétrica para variables numéricas continuas de Wilcoxon-Mann-Whitney.

#### IV. RESULTADOS

##### *Características de las simulaciones*

El análisis incluyó 72 simulaciones por PET/CT realizadas con el protocolo de cuerpo entero tanto en aire como en maniquí de pulmón, ambas con 36 simulaciones; las cuales se llevaron a cabo en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins.

Cada una de las simulaciones fueron realizadas para cada volumen de  $^{18}\text{F}$ -FDG en el rango de 10  $\mu\text{L}$  a 525  $\mu\text{L}$ , las cuales según la fórmula de la esfera correspondieron a volúmenes de diámetro desde 2.7 mm a 10 mm.

Fueron analizaron 3 tipos de  $\text{SUV}_{\text{PET}}$  en las imágenes por PET/CT en aire y maniquí de pulmón:  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$ ,  $\text{SUV}_{\text{PETmed}}$  y  $\text{SUV}_{\text{PETmin}}$ , los cuales estuvieron determinados por los vóxeles circunscritos en el ROI (38). En ese mismo sentido se analizó el  $\text{SUV}_{\text{teórico}}$  fundamentado en los patrones de medición: la actividad y el volumen de la fuente radiactiva.

Los rangos de variaciones del  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$ ,  $\text{SUV}_{\text{PETmed}}$  y  $\text{SUV}_{\text{PETmin}}$  en aire fueron: 5.0 y 29.2; 3.3 y 16.2; 1.5 y 14.3, respectivamente. Mientras que en maniquí de pulmón fueron 5.2 y 46.6; 4.1 y 22.4; 0.0 y 20.5, respectivamente. En contraste, para el  $\text{SUV}_{\text{teórico}}$  calculado se encontró entre 1.8 y 18.5 para simulaciones en aire y maniquí de pulmón.

La Tabla 1, muestra la estimación del Valor Estandarizados de Captación (SUV), donde se evidencian diferentes valores del  $\text{SUV}_{\text{teórico}}$  que se encuentran en el rango de 1.8 a 18.5 para lesiones  $\leq 10$  mm. En ese mismo sentido, los valores del  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$  en aire como en maniquí de pulmón fueron variables con el tamaño de lesión (mm) para todas las simulaciones. Por ejemplo, se evidencia que para un tamaño de lesión de 2.7 mm le corresponde un  $\text{SUV}_{\text{teórico}}$  de 18.5 y un  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$  de 11.9, con un error relativo de 55.5% en aire y un  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$  de 14.1 con un error relativo de 31.2% en maniquí de pulmón. Asimismo, se evidenciaron los valores del  $\text{SUV}_{\text{PETmed}}$  en aire y maniquí de pulmón, los cuales correspondieron a 7.4 con un error relativo de 150.0% y de 9.9 con un error relativo de 86.9%, respectivamente. Respecto al  $\text{SUV}_{\text{PETmin}}$ , los valores fueron: 4.5 con un error relativo de 311.1% para simulaciones en aire y de 5.6 con un error relativo de 230.4% para simulaciones en maniquí de pulmón.

De la misma forma fue evidenciada para la exactitud, por ejemplo, para un tamaño de lesión de 2.7 mm le correspondió un  $\text{SUV}_{\text{teórico}}$  de 18.5 y un  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$  de 11.9, con una exactitud de 35.7% en aire y en maniquí de pulmón le correspondió un  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$  de 14.1 con una exactitud de 23.8%.

También, se evidenciaron los valores del  $SUV_{PETmed}$  en aire y maniquí de pulmón, los cuales correspondieron a 7.4 con una exactitud de 60% y de 9.9 con una exactitud de 46.5%, respectivamente. Respecto al  $SUV_{PETmin}$ , los valores fueron: 4.5 con una exactitud de 75.7% para simulaciones en aire y de 5.6 con una exactitud de 69.7% para simulaciones en maniquí de pulmón.

La Tabla 2 resume las medidas de tendencia central y de dispersión de las variables de estudio, siendo algunas de las variables las que permitieron calcular el SUV. Resaltándose que sólo la variable  $error_r$   $SUV_{PETmax}$  en maniquí de pulmón cuenta con distribución normal, por lo que se consideró la medida de tendencia central de la media.

Por otro lado, el error se calculó según la fórmula de la predicción del porcentaje de error (39). Para las simulaciones en aire y maniquí de pulmón se obtuvieron los valores mínimos y máximos del  $SUV_{teórico}$  con respecto al  $SUV_{PETmax}$ ,  $SUV_{PETmed}$  y del  $SUV_{PETmin}$ . Para las simulaciones en aire fueron: 1.7%, 90.5%; 0%, 150.0% y 4.0%, 369.1% y para las simulaciones en maniquí de pulmón fueron: 12.0%, 94.1%; 6.3%, 86.9% y 0%, 230.4% respectivamente.

En el mismo sentido, se calculó la exactitud en base a la fórmula que la define. Para las simulaciones en aire y maniquí de pulmón se obtuvieron los valores mínimos y máximos del  $SUV_{PETmax}$ ,  $SUV_{PETmed}$  y del  $SUV_{PETmin}$  con respecto al  $SUV_{teórico}$ . Para las simulaciones en aire fueron: 1.7%, 949.3%; 0%, 628.2% y 4.2%, 542.8% y para las simulaciones en maniquí de pulmón fueron: 13.7%, 1594.5%; 6.7%, 642.9% y 13.8%, 390.2% respectivamente.

La Tabla 3, muestra un incremento paralelo del tamaño de lesión y del volumen de  $^{18}F$ -FDG para lesiones  $\leq 10$  mm en simulaciones en aire. También se evidencia que los valores del  $SUV_{PETmax}$ ,  $SUV_{PETmed}$  y  $SUV_{PETmin}$  en aire varían con el tamaño de lesión (mm) en todas las simulaciones. Apreciándose en detalle para un tamaño de lesión de 5 mm, el  $SUV_{PETmax}$  fue de 10.6,  $SUV_{PETmed}$  fue de 5.3 y  $SUV_{PETmin}$  fue de 2.7.

Por otro lado, se evidencian 3 casos adicionales en el que el  $SUV_{PETmed}$  y  $SUV_{PETmin}$  representan el mismo valor; por ejemplo, para una lesión de 6.6 mm y de 0.150 mL, los valores del  $SUV_{PETmed}$  y  $SUV_{PETmin}$  fueron de 4.1 a diferencia de las otras simulaciones realizadas en aire para lesiones  $\leq 10$  mm. Sucede lo mismo con otras dos simulaciones: 7.8 mm, 8.3 mm y 9.1 mm.

La Tabla 4, evidencia que el tamaño de la lesión incrementa conjuntamente con el volumen de  $^{18}F$ -FDG para lesiones  $\leq 10$  mm en el maniquí de pulmón. También se evidencia que los valores del  $SUV_{PETmax}$ ,  $SUV_{PETmed}$  y

$SUV_{PETmin}$  en el maniquí de pulmón son variables con el tamaño de la lesión (mm) para todas las simulaciones.

Por otro lado, se evidencia que el  $SUV_{PETmed}$  y  $SUV_{PETmin}$  representan el mismo valor para un mismo tamaño de lesión (mm), a diferencia de las otras simulaciones realizadas en maniquí de pulmón para lesiones  $\leq 10$  mm. Éstos se evidencian para lesiones de tamaños: 3.1 mm, 4.9 mm, 5.1 mm, 7.3 mm, 7.5 mm, 8.7 mm, 8.9 mm y 9.1 mm.

#### ***Comparación del $SUV_{PET}$ en aire con el $SUV_{teórico}$***

La Tabla 5 y el Gráfico 1, sintetiza la comparación de medianas del  $SUV_{PET}$  en aire con el  $SUV_{teórico}$ . En el grupo de  $SUV_{teórico}$ , la mediana y el RI fueron de 3.2 y 1.9, respectivamente; mientras que en el  $SUV_{PET}$  para el máximo, medio y mínimo fueron: 9.9,5.4; 7.1,3.6 y 4.5,3.1, respectivamente. El análisis estadístico de la mediana del  $SUV_{PET}$  mínimo en aire con el  $SUV_{teórico}$  resultó ser no significativo ( $p=0.078$ ). Sin embargo, la diferencia con el  $SUV_{PET}$  máximo ( $p=0.001$ ) y el  $SUV_{PET}$  medio ( $p=0.001$ ) resultaron ser estadísticamente significativos.

#### ***Comparación del $SUV_{PET}$ en maniquí de pulmón con el $SUV_{teórico}$***

La Tabla 6 y el Gráfico 2, sintetiza la comparación de medianas del  $SUV_{PET}$  en maniquí de pulmón con el  $SUV_{teórico}$ . En el grupo de  $SUV_{teórico}$ , la mediana y el RI fueron de 3.2 y 1.9, respectivamente; mientras que en el  $SUV_{PET}$  para el máximo, medio y mínimo fueron: 10.0, 6.2; 7.9, 3.7 y 6.4, 3.4, respectivamente. Asimismo, se muestra que existen diferencias estadísticamente significativas al comparar la mediana del  $SUV_{PET}$  máximo, medio y mínimo con el  $SUV_{teórico}$  ( $p=0.001$ ).

#### ***Comparación del $SUV_{PET}$ en aire con $SUV_{PET}$ en maniquí de pulmón***

La Tabla 7 y el Gráfico 3, sintetizan la comparación de la mediana del  $SUV_{PET}$  en aire con la del  $SUV_{PET}$  en maniquí de pulmón, apreciándose que en el grupo de  $SUV_{PET}$  en aire; la mediana y el RI para el máximo, medio y mínimo fueron: 9.9, 5.4; 7.1, 3.6 y 4.5, 3.1, respectivamente. Mientras que para el  $SUV_{PET}$  en maniquí de pulmón para el máximo, medio y mínimo fueron: 10.0, 6.2; 7.9, 3.7 y 6.4, 3.4, respectivamente. El análisis estadístico de comparación de 2 grupos, prueba de mediana de muestras independientes muestra que la diferencia no fue estadísticamente significativa al comparar la mediana del  $SUV_{PET}$  máximo en aire con la del  $SUV_{PET}$  máximo en maniquí de pulmón ( $p=0.901$ ). En el mismo sentido, la diferencia no fue estadísticamente significativa al comparar la mediana del  $SUV_{PET}$  medio en aire con la del  $SUV_{PET}$  medio en maniquí de pulmón ( $p=0.078$ ). Sin embargo, la diferencia de medianas entre el  $SUV_{PET}$  mínimo en aire con la del maniquí de pulmón resultó ser estadísticamente significativa ( $p=0.002$ ).

## V. DISCUSIÓN

En el análisis realizado fueron determinados los Valores Estandarizados de Captación (SUV) para todos los tamaños de lesiones  $\leq 10$  mm en aire y maniquí de pulmón con fuentes radiactivas puntuales de  $^{18}\text{F}$ -FDG.

Ello se explica en función de las bondades del equipo PET. En primera instancia, fue consecuencia de la resolución espacial dada por los cristales de centelleo (8) de ortosilicato de lutecio dopado con itrio (LYSO) de  $4 \times 4 \times 22$  mm<sup>3</sup> cada uno. En consecuencia, se produjo la detección de fotones gamma por el efecto de coincidencia en 30000 ph/MeV y en 585 ps a diferencia del cristal de centelleo de oxortosilicato de lutecio (LSO) que detecta fotones en 500 ps. En segunda instancia, fue consecuencia de la corrección del Tiempo de Vuelo (*Time of Flight*) (TOF), la cual mejoró la resolución (6,40) de las imágenes metabólicas gracias a la corrección de la dispersión de la atenuación del efecto Compton.

Por otro lado, la gran mayoría de los valores obtenidos del  $\text{SUV}_{\text{teórico}}$  y del  $\text{SUV}_{\text{PET}}$  en aire y maniquí de pulmón corresponderían a lesiones hipercaptantes en un contexto real de cáncer de pulmón. Lo cual podría permitir la detección de lesiones pulmonares cancerígenas en las etapas más tempranas posibles, y en todas las etapas (41) y en especial en lesiones  $< 10$  mm a causa de enfermedades agresivas como por ejemplo: el sarcoma de Ewing y el osteosarcoma (15).

Por consiguiente, los valores del  $\text{SUV}_{\text{PETmax}} \leq 1$  indicarían un pronóstico benigno y los valores  $\geq 2.5$  indicarían un pronóstico maligno en nódulos pulmonares sólidos tal como lo reporta Ladrón de Guevara et al (42). En ese sentido, se discrepa con Hagi et al (14) quien considera que el tamaño de la lesión está correlacionado con el  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$  dada la captación de FDG en las imágenes PET. En el presente estudio se evidenció lo contrario para el  $\text{SUV}_{\text{teórico}}$ , el  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$ , el  $\text{SUV}_{\text{PETmed}}$ , el  $\text{SUV}_{\text{PETmin}}$  tanto en aire como en maniquí de pulmón. Ello se explica a la diferencia de diseños de estudios realizados y a la muestra empleada; en la investigación realizada, se calculó el  $\text{SUV}_{\text{teórico}}$  y se estimó el  $\text{SUV}_{\text{PET}}$  con  $^{18}\text{F}$ -FDG para todas las simulaciones tanto en aire como en maniquí de pulmón para lesiones  $\leq 10$  mm; no fue un estudio retrospectivo de 14 años ni en pacientes como el que realizó Hagi et al (14).

Asimismo, se concuerda lo encontrado en el presente trabajo de investigación con el estudio realizado por Velarde y Adams et al; quienes evidenciaron que el SUV es voluble dado los factores: técnicos y físicos (42,43).

Por otro lado, los valores de las exactitudes del SUV fueron determinados entre el  $SUV_{PET}$  (valor medido) con relación a  $SUV_{teórico}$  (valor predictivo) dado que ésta es usada frecuentemente a nivel internacional (23-26). En relación a ello, nuestros resultados fueron insatisfactorios según el documento de reporte de series N°454 de la Garantía de Calidad para la Medición de Radiactividad en Medicina Nuclear de la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) dado que excedieron el valor de no mayor al 5% (44). Lo cual indicó una incertidumbre elevada para estimar el valor del SUV con referente a la fórmula teórica del SUV en lesiones  $\leq 10$  mm en aire y maniquí de pulmón con fuentes puntuales de  $^{18}F$ -FDG.

En el presente estudio, se evidenció que para lesiones  $\leq 10$  mm, la exactitud es mayor al 5%. Por ejemplo, para el  $SUV_{PETmax} \pm$  exactitud para el rango de 2.7 mm a 5 mm fue de  $74.2 \pm 40\%$  y de 5.1 mm a 10 mm fue de  $351.4 \pm 73.2\%$  para simulaciones en aire; en el mismo sentido para simulaciones en maniquí de pulmón fue de  $141.3 \pm 48.6\%$  y  $318.6 \pm 67.3\%$ , respectivamente. Para el  $SUV_{PETmed} \pm$  exactitud para el rango de 2.7 mm a 5 mm fue de  $39.9 \pm 52\%$  y de 5.1 mm a 10 mm fue de  $201.2 \pm 59.7\%$  para simulaciones en aire; en el mismo sentido para simulaciones en maniquí de pulmón fue de  $98.4 \pm 42.7\%$  y  $194.4 \pm 59.2\%$ , respectivamente. Y, para el  $SUV_{PETmin} \pm$  exactitud para el rango de 2.7 mm a 5 mm fue de  $48.6 \pm 139.7\%$  y de 5.1 mm a 10 mm fue de  $118.5 \pm 45.5\%$  para simulaciones en aire; en el mismo sentido para simulaciones en maniquí de pulmón fue de  $86.0 \pm 55.2\%$  y  $134.1 \pm 49.6\%$ , respectivamente.

Por lo que, se concuerda con los resultados del estudio de Hagi et al, quien determinó 38.9% y 94.2% de exactitud para lesiones  $< 5$  mm y  $\geq 5$  mm, respectivamente (14). Se evidenció que el porcentaje de la exactitud incrementa con el tamaño de la lesión tanto en el estudio de Hagi et al como en el presente estudio.

Lo característico de la complejidad de las lesiones pulmonares menores a 10 mm es el tamaño y, por lo tanto, el volumen. Por lo que, explicaría el por qué las casas comerciales de equipos PET/CT no recomiendan realizar tomografías para determinar lesiones pequeñas por el límite de resolución espacial. A pesar de la determinación del SUV en lesiones menores o iguales a 10 mm, nuestros resultados fueron insatisfactorios por el incremento de la incertidumbre fundamentada en la reducción de la actividad contenida en la fuente y las exactitudes calculadas. En cuanto al porqué de las desviaciones serían explicadas en función de la concentración del  $^{18}F$ -FDG, la cuál es la

proporción entre la actividad y el volumen. Esta proporción se evidencia en la fórmula general del SUV para la determinación de las imágenes PET.

Primero, a diferencia de la calibración del equipo PET de marca *Philips* que es realizado con actividad de 14 mCi y para la validación del SUV con 2 mCi (45); la actividad que fue empleada en el presente estudio, fue con actividades desde 1.3  $\mu\text{Ci}/\text{mL}$  hasta 537.6  $\mu\text{Ci}/\text{mL}$ . Segundo, es usado un maniquí cilíndrico uniforme de 20 cm de diámetro x 30 cm de longitud que contiene en su interior de 9.293 mL, el cual es llenado con agua tanto para la calibración como la validación del SUV (45); a diferencia de este instrumento; en el presente estudio, el volumen de los portafuentes que simulaban las lesiones fueron desde 10  $\mu\text{L}$  hasta 525  $\mu\text{L}$ . Lo cual indicaría la diferencia de proporciones de las concentraciones de  $^{18}\text{F}$ -FDG para la determinación del SUV.

Se espera que en el futuro mejoren las exactitudes del  $\text{SUV}_{\text{PET}}$  con respecto al  $\text{SUV}_{\text{teórico}}$  dado el avance de las investigaciones en materiales de cristales de centelleo, nuevos isótopos e innovadores algoritmos de *software*. Todo ello, con el fin de cuantificar con más precisión las coincidencias según el álgebra de *Poisson* y la estadística de conteo de *Anger*; y por ende, visualizar lesiones cada vez más pequeñas para realizar el estadiaje temprano del cáncer de pulmón.

Por otro lado, en lo que atañe al tamaño de lesión (mm) con el volumen de  $^{18}\text{F}$ -FDG (mL), se evidenció que siguen una relación directamente proporcional para lesiones  $\leq 10$  mm tanto en simulaciones realizadas en aire como en maniquí de pulmón con fuentes radiactivas puntuales. Se concuerda parcialmente con el estudio experimental realizado por Yusuf (16), quien encontró que a medida que se iba incrementando el volumen de  $^{18}\text{F}$  en las esferas del maniquí de *Jaszczak*; hubo representación de la actividad en las imágenes de la PET desde volúmenes  $\geq 0.2$  mL correspondiente a una lesión de 7 mm. A diferencia de su estudio, en la investigación realizada se pudo determinar desde volúmenes  $\geq 0.010$  mL correspondiente a una lesión de 2.5 mm tanto en simulaciones en aire como en maniquí de pulmón.

Esto se explica a consecuencia de la actividad de  $^{18}\text{F}$  que fue utilizada para las simulaciones; Yusuf consideró aproximadamente 3  $\mu\text{Ci}/\text{mL}$  para todas las simulaciones. A diferencia de Yusuf, en el presente estudio se consideró desde 1.3  $\mu\text{Ci}/\text{mL}$  hasta 537.6  $\mu\text{Ci}/\text{mL}$  aproximadamente dado el tiempo de desintegración del  $^{18}\text{F}$ , fundamentado en la estadística de *Poisson*; la cual abarcó todas las simulaciones realizadas tanto en aire como en maniquí de

pulmón. Dentro de este marco, se evidenció que la actividad desempeñó un rol importante en la determinación de los valores del  $SUV_{PET}$ .

Por otro lado, acerca de la comparación de medianas entre el  $SUV_{PET}$  en aire con el  $SUV_{PET}$  en maniquí de pulmón no fue estadísticamente significativo para el  $SUV_{PETmax}$  ( $p = 0.901$ ) y  $SUV_{PETmed}$  ( $p = 0.078$ ). Lo cual indicaría el porqué de uso frecuente de ambos en mundo para estimar la captación de glucosa presente en lesiones presentes en diferentes órganos y con diferentes densidades, morfología y fisiología.

El  $SUV_{PETmed}$  es utilizado ampliamente para reducir el ruido de las imágenes dado los nuevos modelos de equipos; mientras más modernos, existe mayor ruido en los tomógrafos de emisión de positrones. Sin embargo, numerosos estudios respaldan que el  $SUV_{PETmax}$  es el parámetro más ampliamente utilizado en el mundo (46) porque es más reproducible (47) y preciso (48) en hospitales que cuentan con la tecnología de la PET/CT. Sin embargo, es más sensible al ruido, a diferencia del  $SUV_{PETmed}$ .

Mientras más elevado sea el valor del  $SUV_{PETmax}$  indicará mayor captación de glucosa. Es decir, habrá más probabilidad de que sea una lesión maligna, lo cual se evidenció en el estudio realizado, tanto en las simulaciones realizadas en aire como en maniquí de pulmón. Lo cual contribuye en la identificación de lesiones malignas y por ende, ayudaría a identificar el pronóstico de la enfermedad como reporta Zhu (49) y qué pacientes necesitan tratamientos más agresivos como reporta Lee et al (50); lo cual contribuye como un indicador para el diagnóstico diferencial de las patologías inmersas.

Por otra parte, sobre la comparación de medianas entre el  $SUV_{teórico}$  y el  $SUV_{PET}$  en aire, no fue estadísticamente significativo para el  $SUV_{PETmin}$  ( $p = 0.078$ ). Lo cual indicaría que la fórmula teórica del SUV se acerca más al  $SUV_{PETmin}$  en la práctica clínica. Por lo tanto, el  $SUV_{PETmin}$  sería el indicado para reducir el ruido de las imágenes como consecuencia de los diferentes métodos de reconstrucción de imágenes PET y como reporta el Brendle et al (17).

Pese a que la exactitud fue elevada con relación a la fórmula teórica del SUV; los valores del SUV basados en los criterios de inclusión propuestos aluden a la oportunidad de la detección de lesiones pequeñas  $\leq 10$  mm en pulmón; y por ende, a contribuir en todas las etapas de la evolución del cáncer de pulmón en un contexto real de cáncer de pulmón con el equipo PET/CT de marca *Phillips Gemini TF TOF*.

La presente investigación tiene implicancias para nuevos estudios de investigación. Se presume que en el futuro próximo; la mejora de la instrumentación, los nuevos radiofármacos y los *software* mejorarán la determinación de lesiones  $\leq 10$  mm con actividades por debajo de 1.3  $\mu\text{Ci}/\text{mL}$  y por ende la exactitud podría mejorar en función de la fórmula teórica del SUV.

## VI. CONCLUSIONES

- Se determinó el Valor Estandarizado de Captación experimental que se obtuvo con el equipo PET/CT (“SUV<sub>PET</sub>”) en aire y maniquí de pulmón mediante fuentes radiactivas puntuales de <sup>18</sup>F-FDG a diferentes volúmenes para el rango de simulación de lesiones menores o iguales a 10 mm con actividades desde 1.3  $\mu$ Ci/mL hasta 537.6  $\mu$ Ci/mL. Dichos valores evidenciaron desviaciones superiores al 5% en cuanto a la exactitud calculada del SUV<sub>PET</sub> con respecto al SUV<sub>teórico</sub> en este contexto.
- Se determinó el Valor Estandarizado de Captación teórico (“SUV<sub>teórico</sub>”) obtenido de la definición conceptual del SUV basada en las mediciones con la cámara de ionización y la pipeta de pistón (“patrones de medición”) en simulación de lesiones menores o iguales a 10 mm en aire y maniquí de pulmón con fuentes radiactivas puntuales de <sup>18</sup>F-FDG. Dichos valores fueron el fundamento para la determinación de la exactitud de las medidas en lesiones menores o iguales a 10 mm.
- La comparación de medianas del SUV<sub>PETmax</sub> y SUV<sub>PETmed</sub> en aire y maniquí de pulmón no fue significativa ( $p > 0.05$ ). En el mismo sentido, se evidenció para la comparación de medianas del SUV<sub>teórico</sub> con el SUV<sub>PETmin</sub> en aire fue no significativa ( $p > 0.05$ ). Dichos resultados indicarían el por qué del uso frecuente del SUV<sub>PETmax</sub> y SUV<sub>PETmed</sub> como referencia para el complemento del diagnóstico clínico en lesiones menores o iguales a 10 mm.
- En luz de las conclusiones descritas anteriormente, la determinación del SUV en lesiones menores o iguales a 10 mm en nuestro estudio fue insatisfactorio dado el incremento de la incertidumbre fundamentada en la reducción de la actividad contenida en la fuente y las exactitudes calculadas. En ese mismo sentido, se presume que se debió también a la capacidad resolutive del equipo PET/CT basada en el límite de resolución espacial.

## LIMITACIONES

- La disponibilidad de recursos para la ejecución de las simulaciones en aire y en maniquí de pulmón como:  $^{18}\text{F}$ -FDG sobrante al final del turno.
- Restricción en la disponibilidad de la sala de adquisición para las tomografías PET/CT.

## RECOMENDACIONES

- Utilizar el  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$  dado que la comparación de medianas no fue significativa entre el  $\text{SUV}_{\text{PETmax}}$  y el  $\text{SUV}_{\text{PETmed}}$  en aire y maniquí de pulmón ( $p > 0.05$ ).
- Realizar estudios experimentales acerca de la captación de lesiones  $\leq 10$  mm con actividades  $< 1.3 \mu\text{Ci/mL}$  con el protocolo dedicado de pulmón y no con el protocolo de cuerpo completo de PET/CT, puesto que, en el estudio realizado no se tomaron en cuenta dichos criterios.
- Se recomienda realizar estudios considerando el movimiento respiratorio del paciente, puesto que, en el estudio realizado no se tomaron en cuenta dichos criterios.
- Utilizar el ROI con trazo firme y sin excluir cuentas para disminuir la incertidumbre del SUV.
- Continuar utilizando equipos PET con cristales más rápidos en el centelleo de luz como el ortosilicato de lutecio dopado con itrio (LYSO).
- El SUV sólo es de ayuda al diagnóstico, por lo que se recomienda complementar con: la observación cualitativa del SUV, otras técnicas de diagnóstico por imágenes complementarias, el examen anatomopatológico y la evaluación médica periódica.

## VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. International Agency for Research on Cancer, World Health Organization. Cancer Today. Estimated age-standardized incidence rates (World) in 2020, lung, both sexes, all ages in Peru, Ecuador, Uruguay y Paraguay. [Internet]. 2020 [cited 2021 May 11]. Available from: [https://gco.iarc.fr/today/online-analysis-map?v=2020&mode=population&mode\\_population=continents&population=900&populations=900&key=asr&sex=0&cancer=15&type=0&statistic=5&prevalence=0&population\\_group=0&ages\\_group%5B%5D=0&ages\\_group%5B%5D=17&nb\\_items=10&gr](https://gco.iarc.fr/today/online-analysis-map?v=2020&mode=population&mode_population=continents&population=900&populations=900&key=asr&sex=0&cancer=15&type=0&statistic=5&prevalence=0&population_group=0&ages_group%5B%5D=0&ages_group%5B%5D=17&nb_items=10&gr)
2. International Agency for Research on Cancer, World Health Organization. Cancer Today. Estimated age-standardized incidence rates (World) in 2020, lung, both sexes, all ages in Hungary [Internet]. Wiley-Liss Inc.; 2020 [cited 2021 May 11]. Available from: [https://gco.iarc.fr/today/online-analysis-map?v=2020&mode=population&mode\\_population=continents&population=900&populations=900&key=asr&sex=0&cancer=15&type=0&statistic=5&prevalence=0&population\\_group=0&ages\\_group%5B%5D=0&ages\\_group%5B%5D=17&nb\\_items=10&gr](https://gco.iarc.fr/today/online-analysis-map?v=2020&mode=population&mode_population=continents&population=900&populations=900&key=asr&sex=0&cancer=15&type=0&statistic=5&prevalence=0&population_group=0&ages_group%5B%5D=0&ages_group%5B%5D=17&nb_items=10&gr)
3. Vaupel P, Multhoff G. Revisiting the Warburg effect: historical dogma versus current understanding. *J Physiol*. 2021;599(6):1745–57.
4. Basu S, Hess S, Nielsen Braad PE, Olsen BB, Inglev S, Høilund-Carlsen PF. The basic principles of FDG-PET/CT imaging. *PET Clin*. 2014;9(4):355–70.
5. Surti S, S. Karp J. Advances in time-of-flight PET. *Physiol Behav*. 2017;176(3):139–48.
6. Schaart DR. Physics and technology of time-of-flight PET detectors. *Phys Med Biol*. 2021;66(9).
7. Melcher CL. Scintillation crystals for PET. *J Nucl Med*. 2000;41(6):1051–5.
8. Lewellen TK. The challenge of detector designs for PET. *Am J Roentgenol*. 2010;195(2):301–9.
9. Gamal GH. The usefulness of 18F-FDG PET / CT in follow-up and recurrence detection for patients with lung carcinoma and its impact on the survival outcome. 2021;2.
10. Mawlawi OR, Kemp BJ, Jordan DW, Campbell JM, Halama JR, Massoth RJ, et al. PET/CT Acceptance Testing and Quality Assurance. The Report of AAPM Task Group 126. October 2019. American Association of Physicists in Medicine. 2019.
11. G. El Fakhri, R. Fulton, J.E. Gray, M.Marengo BZ. IAEA Human Health Series No.1 Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Health Physics. 2009.
12. Larici AR, Farchione A, Franchi P, Ciliberto M, Cicchetti G, Calandriello L, et al. Lung nodules: Size still matters. *Eur Respir Rev* [Internet]. 2017;26(146). Available from: <http://dx.doi.org/10.1183/16000617.0025-2017>
13. Society AC. Can Lung Cancer Be Found Early ? [Internet]. 2022 [cited 2022 Jan 13]. Available from: <https://www.cancer.org/cancer/lung-cancer/detection-diagnosis-staging/detection.html#:~:text=Usually symptoms of lung cancer,This may delay the diagnosis.>
14. Hagi T, Nakamura T, Sugino Y, Matsubara T, Asanuma K, Sudo A. Is FDG-

- PET/CT useful for diagnosing pulmonary metastasis in patients with soft tissue sarcoma? *Anticancer Res.* 2018;38(6):3635–9.
15. Kusma J, Young C, Yin H, Stanek JR, Yeager N, Aldrink JH. Pulmonary Nodule Size <5 mm Still Warrants Investigation in Patients with Osteosarcoma and Ewing Sarcoma. *J Pediatr Hematol Oncol.* 2017;39(3):184–7.
  16. Yusuf Emre E. Limits of Tumor Detectability in Nuclear Medicine and PET. *Molecular Imaging Radionucl Ther.* 2012;21(2):23–8.
  17. Brendle C, Kupferschläger J, Nikolaou K, La Fougère C, Gatidis S, Pfannenbergl C. Is the standard uptake value (SUV) appropriate for quantification in clinical PET imaging? - Variability induced by different SUV measurements and varying reconstruction methods. *Eur J Radiol* [Internet]. 2015;84(1):158–62. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2014.10.018>
  18. Bouyeure-Petit AC, Chastan M, Edet-Sanson A, Becker S, Thureau S, Houivet E, et al. Clinical respiratory motion correction software (reconstruct, register and averaged-RRR), for 18F-FDG PET- CT: Phantom validation, practical implications and patient evaluation. *Br J Radiol.* 2017;90(1070):1–12.
  19. Boellaard R. Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. *J Nucl Med.* 2009;50(SUPPL. 1):10–20.
  20. Gould MK, Maclean CC, Kushner WG, Rydzak CE, Owens DK. Accuracy of positron emission tomography for diagnosis of pulmonary nodules and mass lesions: A meta-analysis. *J Am Med Assoc.* 2001;285(7):914–24.
  21. Sardanelli F. Trends in radiology and experimental research. *Eur Radiol Exp.* 2017;1(1):1–7.
  22. Davis DW. Types of research designs. *Neonatal Netw.* 2003;
  23. Berghmans T, Dusart M, Paesmans M, Hossein-Foucher C, Buvat I, Castaigne C, et al. Primary tumor standardized uptake value (SUVmax) measured on fluorodeoxyglucose positron emission tomography (FDG-PET) is of prognostic value for survival in non-small cell lung cancer (NSCLC): A systematic review and meta-analysis (MA) by the European Lung Cancer Working Party. *J Thorac Oncol.* 2008;3(1):6–12.
  24. Graham MM, Peterson LM, Hayward RM. Comparison of simplified quantitative analyses of FDG uptake. *Nucl Med Biol.* 2000;27(7):647–55.
  25. Meirelles GSP, Kijewski P, Akhurst T. Correlation of PET/CT standardized uptake value measurements between dedicated workstations and a PACS-integrated workstation system. *J Digit Imaging.* 2007;20(3):307–13.
  26. Pascau J, Penedo M, Gispert J, Martínez-Lázaro R, Desco Menéndez M, Reig S. Cuantificación en estudios PET: métodos y aplicaciones. *Rev la Real Acad Ciencias Exactas, Físicas y Nat.* 2002;96(1):13.
  27. Adler S, Seidel J, Choyke P, Knopp M V., Binzel K, Zhang J, et al. Minimum lesion detectability as a measure of PET system performance. *EJNMMI Phys.* 2017;4(1).
  28. Communities C of the E, Gesundheit G-F für U und, International Commission on Radiation Units and Measurements, Physics EF of M, Moores BM, Petoussi N, et al. Radiation Protection Dosimetry. Test Phantoms and Optimisation in Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine.

- Proceedings of a Discussion Workshop held in Würzburg (FRG) 15-17 June, 1992 [Internet]. Nuclear Technology Publishing; 1993 [cited 2022 Jan 12]. 402 p. Available from: <https://books.google.com.pe/books?id=J2tRAAAAMAAJ&q=radiation+protection+dosimetry+test+phantoms+and+optimization+in+diagnostic+radiology+and+nuclear+medicine&dq=radiation+protection+dosimetry+test+phantoms+and+optimization+in+diagnostic+radiology+and+nuc>
29. CAPINTEC INC. QC Phantoms Anthropomorphic Phantoms [Internet]. 2021. Available from: <https://mls.dk/wp-content/uploads/2017/11/Side-114-132-QC-Phantoms.compressed.pdf>
  30. FLUKE B. Phantom Selection Guide [Internet]. Fluke Biomedical 2021. Available from: [https://www.flukebiomedical.com/sites/default/files/resources/phantom\\_selection\\_guide\\_ENG\\_C\\_W.PDF](https://www.flukebiomedical.com/sites/default/files/resources/phantom_selection_guide_ENG_C_W.PDF)
  31. CIRS TS and PT. Product Catalog [Internet]. 2021. Available from: [http://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2019/05/CIRS\\_FLC\\_041119-.pdf](http://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2019/05/CIRS_FLC_041119-.pdf)
  32. Eppendorf D. Calibración y ajuste de sistemas de dispensación en el laboratorio. 2013.
  33. Santo C, Constantino P, Sica A. Ensayo de aptitud realizado en LATU para validación del método de calibración y uso de pipetas de vidrio y pipetas automáticas. Publicación Anu del Lab Tecnológico del Uruguay. 2008;
  34. Moorhead JE, Rao P V., Anusavice KJ. Guidelines for experimental studies. Dent Mater. 1994;10(1):45–51.
  35. Khan Academy. Volumen de una esfera [Internet]. 2021 [cited 2021 Jun 27]. Available from: <https://es.khanacademy.org/science/ap-biology/cell-structure-and-function/cell-size/v/volume-of-a-sphere>
  36. Khan Academy. Radio, diámetro y circunferencia [Internet]. 2021 [cited 2021 Jun 27]. Available from: <https://es.khanacademy.org/math/cc-seventh-grade-math/cc-7th-geometry/cc-7th-area-circumference/a/radius-diameter-circumference>
  37. Ponto JA. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Radiopharmaceuticals. Radiographics. 1998;18(6):1395–404.
  38. Ziai P, Hayeri MR, Salei A, Salavati A, Houshmand S, Alavi A, et al. Role of Optimal Quantification of FDG PET Imaging in the Clinical Practice of Radiology. RadioGraphics. 2016;36(2):481–96.
  39. Guang W, Baraldo M, Furlanut M. Calculating percentage prediction error: A user's note. Pharmacol Res. 1995;32(4):241–8.
  40. Vandenberghe S, Mikhaylova E, D'Hoe E, Mollet P, Karp JS. Recent developments in time-of-flight PET. EJNMMI Phys [Internet]. 2016;3(1). Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s40658-016-0138-3>
  41. Greenspan BS. Role of PET/CT for precision medicine in lung cancer: Perspective of the Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging. Transl Lung Cancer Res. 2017;6(6):617–20.
  42. Velarde Andrade V. Factores Técnico-Biológicos a Captación de Fluorodesoxiglucosa por Tomografía Emisión - Positrón y Computarizado en pacientes oncológicos . Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins, 2019. Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2019.

43. Adams MC, Turkington TG, Wilson JM, Wong TZ. A systematic review of the factors affecting accuracy of SUV measurements. *Am J Roentgenol*. 2010;195(2):310–20.
44. International Atomic Energy Agency. Quality Assurance for Radioactivity Measurement in Nuclear Medicine. Technical Reports Series N°454 [Internet]. Vienna; 2006. Available from: [http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS454\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS454_web.pdf)
45. Philips Medical Systems. Manual del Equipo PET/CT Gemini TF TOF Philips. The Netherlands. 2009.
46. Degirmenci B, Wilson D, Laymon CM, Becker C, Scott Mason N, Bencherif B, et al. Standardized uptake value-based evaluations of solitary pulmonary nodules using F-18 fluorodeoxyglucose-PET/computed tomography. *Nucl Med Commun*. 2008;29(7):614–22.
47. Diederich S, Semik M, Winter F, Scheld HH, Roos N, Bongartz G. Helical CT in Patients Malignancy: 1999;(February):353–60.
48. Kinahan PE, Fletcher JW. Positron emission tomography-computed tomography standardized uptake values in clinical practice and assessing response to therapy. *Semin Ultrasound, CT MRI* [Internet]. 2010;31(6):496–505. Available from: <http://dx.doi.org/10.1053/j.sult.2010.10.001>
49. Zhu D, Wang Y, Wang L, Chen J, Byanju S, Zhang H, et al. Prognostic value of the maximum standardized uptake value of pre-treatment primary lesions in small-cell lung cancer on 18F-FDG PET/CT: a meta-analysis. *Acta radiol*. 2018;59(9):1082–90.
50. Lee SJ, Kay CS, Kim YS, Son SH, Kim M, Lee SW, et al. Prognostic value of nodal SUVmax of 18F-FDG PET/CT in nasopharyngeal carcinoma treated with intensity-modulated radiotherapy. *Radiat Oncol J*. 2017;35(4):306–16.

VIII. TABLAS, GRÁFICOS Y FIGURAS

Tabla 1. Valor Estandarizado de Captación (SUV) en simulación de lesiones ≤ 10 mm en aire y maniquí de pulmón con fuentes radiactivas puntuales de <sup>18</sup>F-FDG.

Volumen (uL)	Tamaño de lesión (mm)	SUV teórico	Aire									Maniquí de pulmón								
			SUV <sub>PETmax</sub>	Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmax</sub> (%)	Exactitud SUV <sub>PETmax</sub> (%)	SUV <sub>PETmed</sub>	Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmed</sub> (%)	Exactitud SUV <sub>PETmed</sub> (%)	SUV <sub>PETmin</sub>	Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmin</sub> (%)	Exactitud SUV <sub>PETmin</sub> (%)	SUV <sub>PETmax</sub>	Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmax</sub> (%)	Exactitud SUV <sub>PETmax</sub> (%)	SUV <sub>PETmed</sub>	Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmed</sub> (%)	Exactitud SUV <sub>PETmed</sub> (%)	SUV <sub>PETmin</sub>	Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmin</sub> (%)	Exactitud SUV <sub>PETmin</sub> (%)
10	2.7	18.5	11.9	55.5	35.7	7.4	150.0	60.0	4.5	311.1	75.7	14.1	31.2	23.8	9.9	86.9	46.5	5.6	230.4	69.7
15	3.1	12.7	8.1	56.4	36.1	5.4	134.6	57.4	2.7	369.1	78.7	14.4	12.0	13.7	10.3	23.0	18.7	10.3	23.0	18.7
20	3.4	9.8	18.3	46.7	87.7	10.5	7.1	7.7	7.9	23.4	19.0	16.0	39.1	64.1	14.6	33.2	49.7	13.1	25.6	34.4
25	3.6	8.0	14.0	42.9	75.0	8.0	0.0	0.0	6.0	33.3	25.0	15.5	48.4	93.8	10.3	22.3	28.8	6.9	15.9	13.8
30	3.9	6.8	5.9	15.8	13.7	4.0	70.8	41.5	2.0	241.7	70.7	11.5	40.6	68.3	8.3	17.7	21.5	5.2	31.4	23.9
35	4.1	6.0	5.9	1.7	1.7	3.7	62.2	38.3	2.2	172.7	63.3	8.5	29.4	41.7	6.4	6.3	6.7	4.3	39.5	28.3
40	4.2	5.4	6.5	17.3	20.9	4.9	9.7	8.8	3.3	62.9	38.6	7.5	28.3	39.5	6.0	10.4	11.6	4.5	19.4	16.3
45	4.4	4.9	5.0	2.2	2.3	3.3	48.1	32.5	1.7	187.6	65.2	12.1	59.6	147.5	9.4	48.0	92.3	6.7	27.0	37.0
50	4.6	4.5	11.7	61.5	160.0	5.8	22.4	28.9	1.5	200.0	66.7	15.0	70.0	233.3	11.7	61.5	160.0	10.0	55.0	122.2
55	4.7	4.2	10.5	60.2	151.1	7.5	44.2	79.3	4.5	7.1	7.6	24.3	82.8	481.1	22.4	81.3	435.7	20.5	79.6	390.2
60	4.9	3.9	8.6	54.5	119.6	7.1	44.8	81.3	5.7	31.3	45.5	13.3	70.6	239.6	10.0	60.8	155.3	10.0	60.8	155.3
65	5.0	3.7	10.6	65.2	187.1	5.3	30.3	43.5	2.7	36.8	26.9	12.9	71.4	249.4	9.4	60.7	154.6	8.2	55.0	122.1
70	5.1	3.5	8.2	57.3	134.3	4.9	28.6	40.0	3.3	6.1	5.7	8.4	58.3	140.0	7.0	50.0	100.0	7.0	50.0	100.0
75	5.2	3.3	12.4	73.1	272.0	8.3	59.8	149.0	2.8	19.0	16.0	5.4	38.3	62.0	4.1	18.7	23.0	2.7	23.5	19.0
80	5.3	3.2	8.9	64.2	179.2	5.6	43.1	75.7	4.4	27.6	38.0	9.1	65.0	185.5	7.6	58.1	138.4	6.1	47.7	91.4
85	5.5	3.1	22.4	86.3	632.3	12.8	76.1	318.5	6.4	52.2	109.2	8.2	62.7	168.1	6.6	53.7	115.8	4.9	37.6	60.2
90	5.6	2.9	9.6	69.3	226.0	4.8	38.7	63.0	2.4	22.7	18.5	18.3	83.9	521.5	12.2	75.9	314.3	8.1	63.6	175.1
95	5.7	2.8	12.3	76.9	332.8	7.7	63.1	170.9	4.6	38.2	61.9	9.4	69.8	230.7	8.0	64.5	181.5	6.7	57.6	135.7
100	5.8	2.8	22.4	87.7	714.5	12.8	78.5	365.5	6.4	57.0	132.7	46.6	94.1	1594.5	11.7	76.5	325.5	0	0	100.0
125	6.2	4.2	12.7	67.1	203.5	7.1	41.1	69.7	2.8	49.4	33.1	6.5	35.6	55.4	5.9	29.1	41.0	5.2	19.5	24.3
150	6.6	3.7	7.1	48.5	94.3	4.1	10.9	12.2	4.1	10.9	12.2	12.3	70.3	236.7	10.3	64.5	181.9	8.2	55.4	124.5
175	6.9	3.3	9.9	66.9	202.4	8.5	61.5	159.6	7.1	53.9	116.8	8.0	59.1	144.3	6.6	50.4	101.6	5.3	38.2	61.9
200	7.3	3.0	11.7	74.4	291.3	8.8	66.0	194.3	5.8	48.4	94.0	5.4	44.6	80.6	4.3	30.5	43.8	4.3	30.5	43.8
225	7.5	2.8	6.5	57.4	134.8	5.5	49.7	98.6	4.6	39.8	66.1	5.2	46.8	87.8	4.1	32.5	48.1	4.1	32.5	48.1
250	7.8	2.6	9.7	73.3	274.2	7.3	64.5	181.6	7.3	64.5	181.6	7.1	63.5	173.9	6.3	58.9	143.1	5.4	52.0	108.3
275	8.1	2.4	14.9	83.6	508.8	11.9	79.4	386.3	9.9	75.3	304.5	8.6	71.5	251.4	7.7	68.2	214.6	6.7	63.5	173.8
300	8.3	2.3	13.6	82.9	484.5	9.7	76.0	316.9	9.7	76.0	316.9	10.3	77.4	342.7	6.8	65.8	192.3	4.8	51.5	106.3
325	8.5	2.2	20.0	88.9	799.0	16.2	86.3	628.2	14.3	84.4	542.8	10.4	78.6	367.5	9.5	76.6	327.0	8.5	73.8	282.1
350	8.7	2.1	6.1	65.0	185.4	4.6	53.5	115.2	3.1	31.1	45.1	7.3	70.7	241.6	6.5	67.1	204.1	6.5	67.1	204.1
375	8.9	2.1	11.0	81.3	433.6	7.7	73.2	273.5	5.5	62.5	166.8	5.5	62.5	166.8	4.7	56.1	128.0	4.7	56.1	128.0
400	9.1	2.0	7.3	72.7	265.9	4.9	59.3	145.6	4.9	59.3	145.6	5.3	62.4	165.7	4.5	55.7	125.6	4.5	55.7	125.6
425	9.3	1.9	5.4	64.1	178.9	3.8	49.0	96.2	3.1	37.5	60.1	11.7	83.4	504.2	9.2	79.0	375.1	7.5	74.2	287.3
450	9.5	1.9	9.9	81.0	425.4	6.6	71.4	250.2	5.3	64.4	181.3	19.3	90.2	924.2	14.0	86.5	642.9	8.8	78.6	367.0
475	9.7	1.8	6.8	73.0	270.0	4.3	57.3	134.0	3.4	45.9	85.0	9.7	81.1	427.8	8.8	79.1	378.8	7.1	74.1	286.3
500	9.8	2.9	9.8	70.7	241.2	8.5	66.2	196.0	5.9	51.3	105.4	8.1	64.5	182.0	7.2	60.1	150.7	6.3	54.4	119.4
525	10.0	2.8	29.2	90.5	949.3	13.6	79.5	388.7	2.9	4.0	4.2	13.7	79.7	392.3	7.5	62.9	169.5	4.1	32.1	47.3

SUV<sub>PETmax</sub> : Valor Estandarizado de Captación máximo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

Error<sub>r</sub> SUV<sub>PETmax</sub> : Error relativo del Valor Estandarizado de Captación máximo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

SUV<sub>PETmed</sub> : Valor Estandarizado de Captación medio de la Tomografía por Emisión de Positrones.

Error<sub>r</sub> SUV<sub>PETmed</sub> : Error relativo del Valor estandarizado de Captación medio de la Tomografía por Emisión de Positrones.

SUV<sub>PETmin</sub> : Valor Estandarizado de Captación mínimo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

Error<sub>r</sub> SUV<sub>PETmin</sub> : Error relativo del Valor Estandarizado de Captación mínimo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

\*Valor indeterminado, se consideró el valor como 0.

Fuente: Elaboración propia

**Tabla 2. Medidas de tendencia central y de dispersión de las variables de estudio.**

<b>Variables</b>	<b>Media</b>	<b>Desviación estándar</b>	<b>Mediana</b>	<b>Rango intercuartílico</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>
<b>Aire</b>						
Peso de microgota (Kg)	-	-	9.8x10 <sup>-5</sup>	2.6x10 <sup>-4</sup>	1.0x10 <sup>-5</sup>	5.3x10 <sup>-4</sup>
Tiempo transcurrido (min)	-	-	45.5	73.0	9.0	175.0
Peso del portafuente (Kg)	-	-	2.7x10 <sup>-4</sup>	4.8x10 <sup>-4</sup>	1.9x10 <sup>-4</sup>	1.5x10 <sup>-3</sup>
Actividad inicial (mCi)	-	-	8.8x10 <sup>-2</sup>	4.4x10 <sup>-1</sup>	1.0x10 <sup>-3</sup>	7.1x10 <sup>-1</sup>
Actividad final corregida por tiempo (μCi)	-	-	52.1	221.1	1.3	479.5
Volumen de la lesión (mL)	-	-	9.8x10 <sup>-2</sup>	0.3	1.0x10 <sup>-2</sup>	5.3x10 <sup>-1</sup>
SUV <sub>teórico</sub>	-	-	3.1	1.8	1.8	18.5
SUV <sub>PETmax</sub>	-	-	9.9	5.4	5.0	29.2
Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmax</sub> (%)	-	-	66.0	19.74	1.7	90.5
Exactitud SUV <sub>PETmax</sub> (%)	-	-	194.7	205.1	1.7	949.3
SUV <sub>PETmed</sub>	-	-	7.1	3.6	3.3	16.2
Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmed</sub> (%)	-	-	59.6	30.26	0	150.0
Exactitud SUV <sub>PETmed</sub> (%)	-	-	97.4	152.6	0	628.2
SUV <sub>PETmin</sub>	-	-	4.5	3.1	1.5	14.3
Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmin</sub> (%)	-	-	50.4	38.7	4.0	369.1
Exactitud SUV <sub>PETmin</sub> (%)	-	-	65.7	83.0	4.2	542.8
<b>Maniquí de pulmón</b>						
Peso de microgota (Kg)	-	-	9.8x10 <sup>-5</sup>	2.6x10 <sup>-4</sup>	1.0x10 <sup>-5</sup>	5.3x10 <sup>-4</sup>
Tiempo transcurrido (min)	-	-	77.0	89.0	10.0	196.0
Peso del portafuente (Kg)	-	-	2.3x10 <sup>-4</sup>	4.8x10 <sup>-4</sup>	1.9x10 <sup>-4</sup>	1.5x10 <sup>-3</sup>
Actividad inicial (mCi)	-	-	9.3x10 <sup>-2</sup>	3.7x10 <sup>-1</sup>	3.0x10 <sup>-3</sup>	0.8
Actividad final corregida por tiempo (μCi)	-	-	40.6	312.3	1.6	537.6
Volumen de la lesión (mL)	-	-	9.8x10 <sup>-2</sup>	2.6x10 <sup>-1</sup>	1.0x10 <sup>-2</sup>	5.3x10 <sup>-1</sup>
SUV <sub>teórico</sub>	-	-	3.1	1.8	1.8	18.5
SUV <sub>PETmax</sub>	-	-	10.0	6.2	5.2	46.6
Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmax</sub> (%)*	61.0	19.7	-	-	12.0	94.1
Exactitud SUV <sub>PETmax</sub> (%)	-	-	178.0	212.9	13.7	1594.5
SUV <sub>PETmed</sub>	-	-	7.9	3.7	4.1	22.4
Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmed</sub> (%)	-	-	59.5	34.8	6.3	86.9
Exactitud SUV <sub>PETmed</sub> (%)	-	-	140.7	150.9	6.7	642.9
SUV <sub>PETmin</sub>	-	-	6.4	3.4	0	20.5
Error <sub>r</sub> SUV <sub>PETmin</sub> (%)	-	-	51.8	31.2	0	230.4
Exactitud SUV <sub>PETmin</sub> (%)	-	-	103.2	105.1	13.8	390.2

Kg: Kilogramo; min: minutos; mCi: milicurio; μCi: microcurio; mL: mililitro.

SUV<sub>teórico</sub> : Valor Estandarizado de Captación teórico

SUV<sub>PETmax</sub> : Valor Estandarizado de Captación máximo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

SUV<sub>PETmed</sub> : Valor Estandarizado de Captación medio de la Tomografía por Emisión de Positrones.

SUV<sub>PETmin</sub> : Valor Estandarizado de Captación mínimo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

Error<sub>r</sub> SUV<sub>PETmax</sub> : Error relativo del Valor Estandarizado de Captación máximo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

Error<sub>r</sub> SUV<sub>PETmed</sub> : Error relativo del Valor Estandarizado de Captación medio de la Tomografía por Emisión de Positrones.

Error<sub>r</sub> SUV<sub>PETmin</sub> : Error relativo del Valor Estandarizado de Captación mínimo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

\*Distribución Normal; prueba de Shapiro-Wilk.

**Fuente: Elaboración propia**

**Tabla 3. SUV<sub>PET</sub> en aire mediante fuentes radiactivas puntuales de <sup>18</sup>F-FDG a diferentes volúmenes para el rango de simulación de lesiones ≤ 10 mm.**

Tamaño de lesión (mm)	Volumen de <sup>18</sup> F-FDG (mL)	Aire		
		SUV <sub>PETmax</sub>	SUV <sub>PETmed</sub>	SUV <sub>PETmin</sub>
2.7	0.010	11.9	7.4	4.5
3.1	0.015	8.1	5.4	2.7
3.4	0.020	18.3	10.5	7.9
3.6	0.025	14.0	8.0	6.0
3.9	0.030	5.9	4.0	2.0
4.1	0.035	5.9	3.7	2.2
4.2	0.040	6.5	4.9	3.3
4.4	0.045	5.0	3.3	1.7
4.6	0.050	11.7	5.8	1.5
4.7	0.055	10.5	7.5	4.5
4.9	0.060	8.6	7.1	5.7
5	0.065	10.6	5.3	2.7
5.1	0.070	8.2	4.9	3.3
5.2	0.075	12.4	8.3	2.8
5.3	0.080	8.9	5.6	4.4
5.5	0.085	22.4	12.8	6.4
5.6	0.090	9.6	4.8	2.4
5.7	0.095	12.3	7.7	4.6
5.8	0.100	22.4	12.8	6.4
6.2	0.125	12.7	7.1	2.8
6.6	0.150	7.1	4.1	4.1
6.9	0.175	9.9	8.5	7.1
7.3	0.200	11.7	8.8	5.8
7.5	0.225	6.5	5.5	4.6
7.8	0.250	9.7	7.3	7.3
8.1	0.275	14.9	11.9	9.9
8.3	0.300	13.6	9.7	9.7
8.5	0.325	20.0	16.2	14.3
8.7	0.350	6.1	4.6	3.1
8.9	0.375	11.0	7.7	5.5
9.1	0.400	7.3	4.9	4.9
9.3	0.425	5.4	3.8	3.1
9.5	0.450	9.9	6.6	5.3
9.7	0.475	6.8	4.3	3.4
9.8	0.500	9.8	8.5	5.9
10	0.525	29.2	13.6	2.9

SUV<sub>PETmax</sub>: Valor Estandarizado de Captación máximo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

SUV<sub>PETmed</sub>: Valor Estandarizado de Captación medio de la Tomografía por Emisión de Positrones.

SUV<sub>PETmin</sub>: Valor Estandarizado de Captación mínimo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

**Fuente: Elaboración propia**

**Tabla 4. SUV<sub>PET</sub> en un maniquí de pulmón, mediante fuentes radiactivas puntuales de <sup>18</sup>F-FDG a diferentes volúmenes para el rango de simulación de lesiones ≤ 10 mm.**

Tamaño de lesión (mm)	Volumen de <sup>18</sup> F-FDG (mL)	Maniquí de pulmón		
		SUV <sub>PETmax</sub>	SUV <sub>PETmed</sub>	SUV <sub>PETmin</sub>
2.7	0.010	14.1	9.9	5.6
3.1	0.015	14.4	10.3	10.3
3.4	0.020	16.0	14.6	13.1
3.6	0.025	15.5	10.3	6.9
3.9	0.030	11.5	8.3	5.2
4.1	0.035	8.5	6.4	4.3
4.2	0.040	7.5	6.0	4.5
4.4	0.045	12.1	9.4	6.7
4.6	0.050	15.0	11.7	10.0
4.7	0.055	24.3	22.4	20.5
4.9	0.060	13.3	10.0	10.0
5	0.065	12.9	9.4	8.2
5.1	0.070	8.4	7.0	7.0
5.2	0.075	5.4	4.1	2.7
5.3	0.080	9.1	7.6	6.1
5.5	0.085	8.2	6.6	4.9
5.6	0.090	18.3	12.2	8.1
5.7	0.095	9.4	8.0	6.7
5.8	0.100	46.6	11.7	0
6.2	0.125	6.5	5.9	5.2
6.6	0.150	12.3	10.3	8.2
6.9	0.175	8.0	6.6	5.3
7.3	0.200	5.4	4.3	4.3
7.5	0.225	5.2	4.1	4.1
7.8	0.250	7.1	6.3	5.4
8.1	0.275	8.6	7.7	6.7
8.3	0.300	10.3	6.8	4.8
8.5	0.325	10.4	9.5	8.5
8.7	0.350	7.3	6.5	6.5
8.9	0.375	5.5	4.7	4.7
9.1	0.400	5.3	4.5	4.5
9.3	0.425	11.7	9.2	7.5
9.5	0.450	19.3	14.0	8.8
9.7	0.475	9.7	8.8	7.1
9.8	0.500	8.1	7.2	6.3
10	0.525	13.7	7.5	4.1

SUV<sub>PETmax</sub>: Valor Estandarizado de Captación máximo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

SUV<sub>PETmed</sub>: Valor Estandarizado de Captación medio de la Tomografía por Emisión de Positrones.

SUV<sub>PETmin</sub>: Valor Estandarizado de Captación mínimo de la Tomografía por Emisión de Positrones.

**Fuente: Elaboración propia**

**Tabla 5. Comparación de medianas del  $SUV_{PET}$  en aire con el  $SUV_{teórico}$ .**

$SUV_{PET}^{\beta}$	Teórico		Aire		$p^*$
	Mediana	RI $^{\xi}$	Mediana	RI $^{\xi}$	
Máximo	3.2	1.9	9.9	5.4	0.001
Medio	3.2	1.9	7.1	3.6	0.001
Mínimo	3.2	1.9	4.5	3.1	0.078

$^{\beta}SUV_{PET}$ : Valor Estandarizado de Captación de la Tomografía por Emisión de Positrones.

$^{\xi}$  RI: rango intercuartil.

\*Prueba no paramétrica de Wilcoxon-Mann-Whitney.

Fuente: Elaboración propia

**Tabla 6. Comparación de medianas del  $SUV_{PET}$  en maniquí de pulmón con el  $SUV_{teórico}$ .**

$SUV_{PET}^{\beta}$	Teórico		Maniquí de pulmón		$p^*$
	Mediana	RI $^{\xi}$	Mediana	RI $^{\xi}$	
Máximo	3.2	1.9	10.0	6.2	0.001
Medio	3.2	1.9	7.9	3.7	0.001
Mínimo	3.2	1.9	6.4	3.4	0.001

$^{\beta}SUV_{PET}$ : Valor Estandarizado de Captación de la Tomografía por Emisión de Positrones.

$^{\xi}$  RI: rango intercuartil.

\*Prueba no paramétrica de Wilcoxon-Mann-Whitney.

Fuente: Elaboración propia

**Tabla 7. Comparación de medianas del  $SUV_{PET}$  en aire y maniquí de pulmón.**

$SUV_{PET}^{\beta}$	Aire		Maniquí de pulmón		$p^*$
	Mediana	RI $^{\xi}$	Mediana	RI $^{\xi}$	
Máximo	9.9	5.4	10.0	6.2	0.901
Medio	7.1	3.6	7.9	3.7	0.078
Mínimo	4.5	3.1	6.4	3.4	0.002

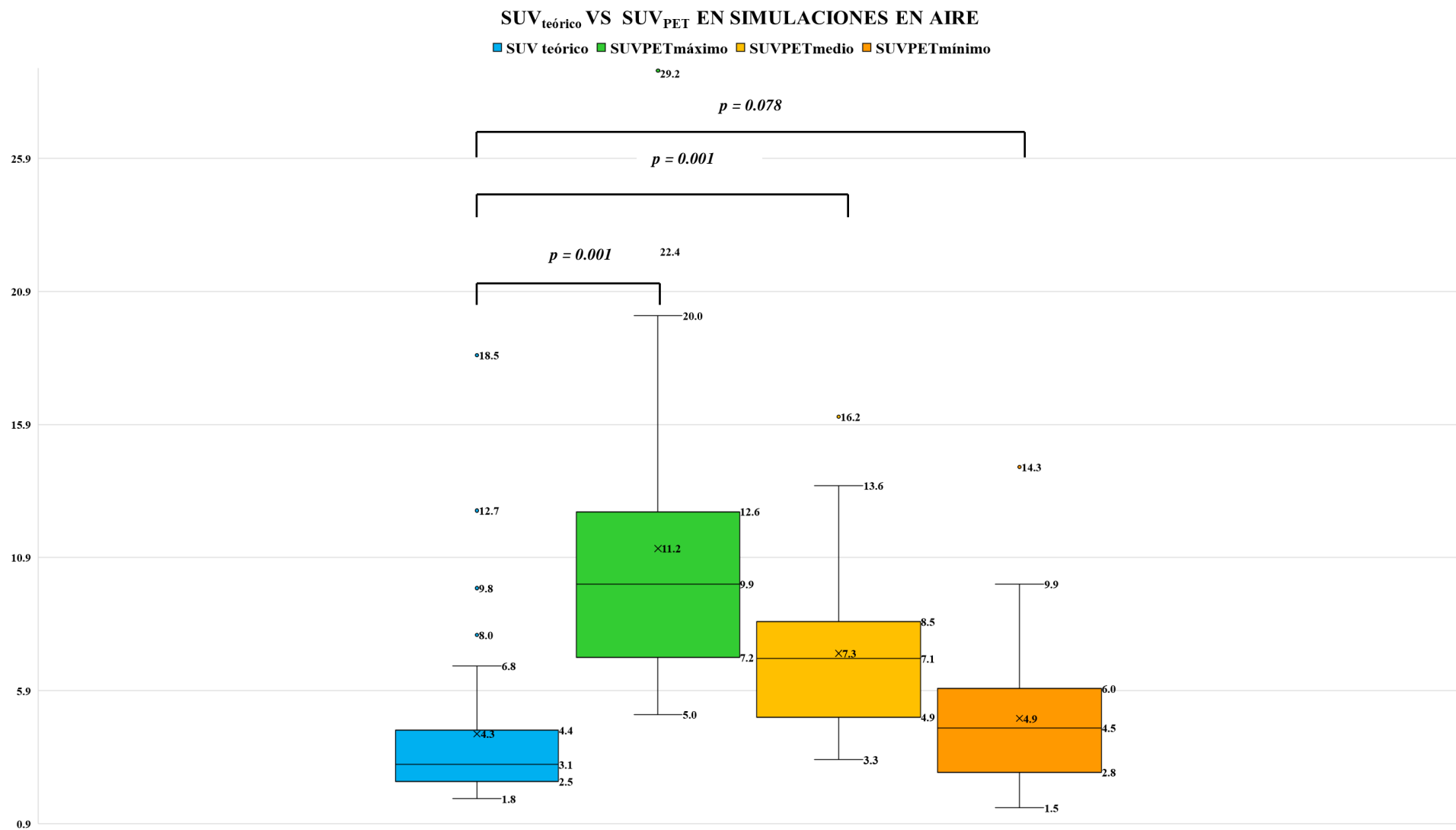
$^{\beta}SUV_{PET}$ : Valor Estandarizado de Captación de la Tomografía por Emisión de Positrones.

$^{\xi}$  RI: rango intercuartil.

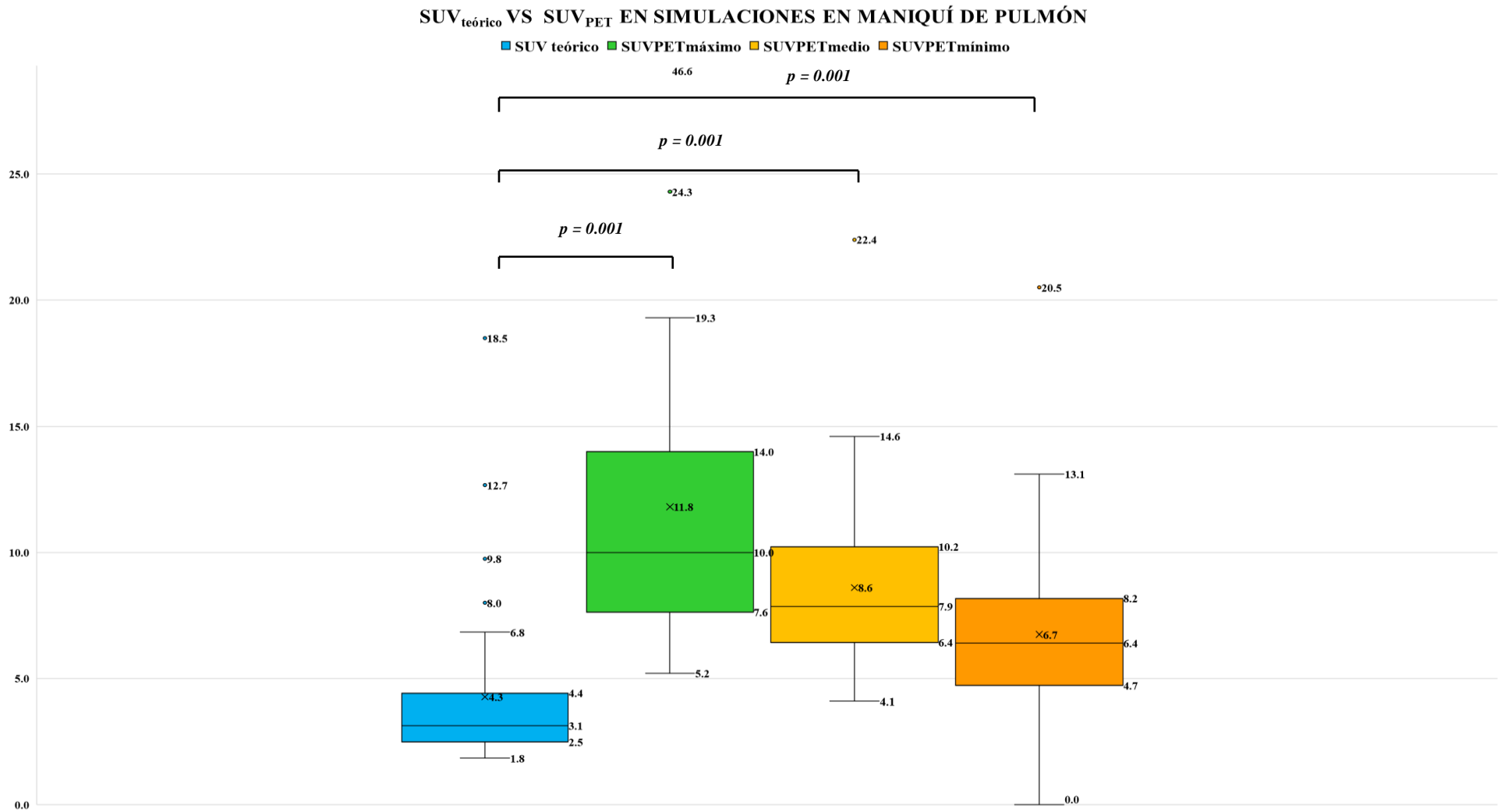
\*Prueba no paramétrica de Wilcoxon-Mann-Whitney.

Fuente: Elaboración propia

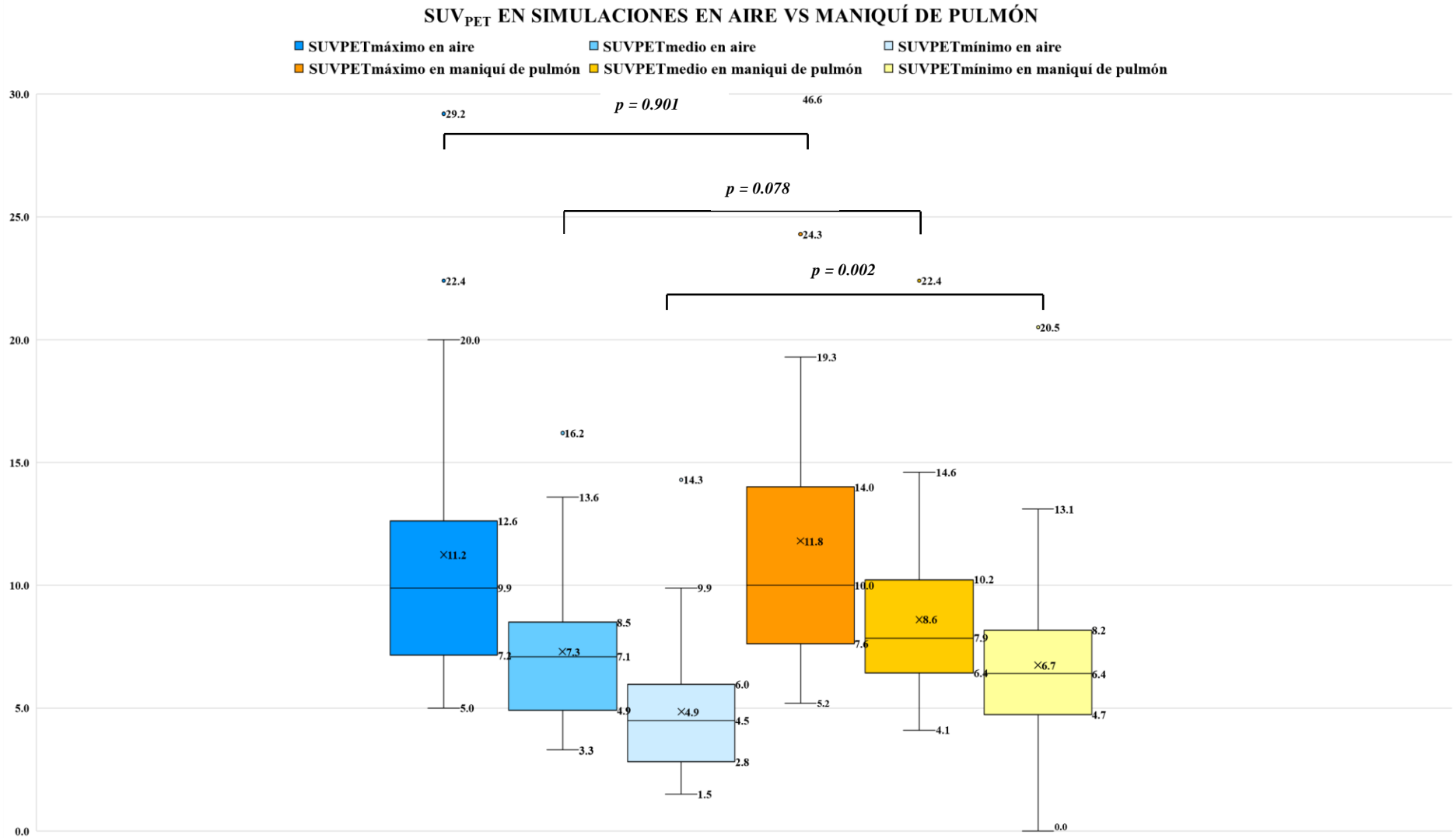
**Gráfico 1.** Comparación y distribución del  $SUV_{PET}$  en aire y del  $SUV_{teórico}$  en simulaciones con fuentes puntuales de  $^{18}F$ -FDG PET/ CT .



**Gráfico 2.** Comparación y distribución del  $SUV_{PET}$  en maniquí de pulmón y el  $SUV_{teórico}$  en simulaciones con fuentes puntuales de  $^{18}F$ -FDG PET/CT.



**Gráfico 3.** Comparación y distribución del  $SUV_{PET}$  en aire y maniquí de pulmón con fuentes puntuales de  $^{18}F$ -FDG PET/CT.



## ANEXO 1. PROPIEDADES FÍSICAS DEL MANIQUÍ DE PULMÓN



---

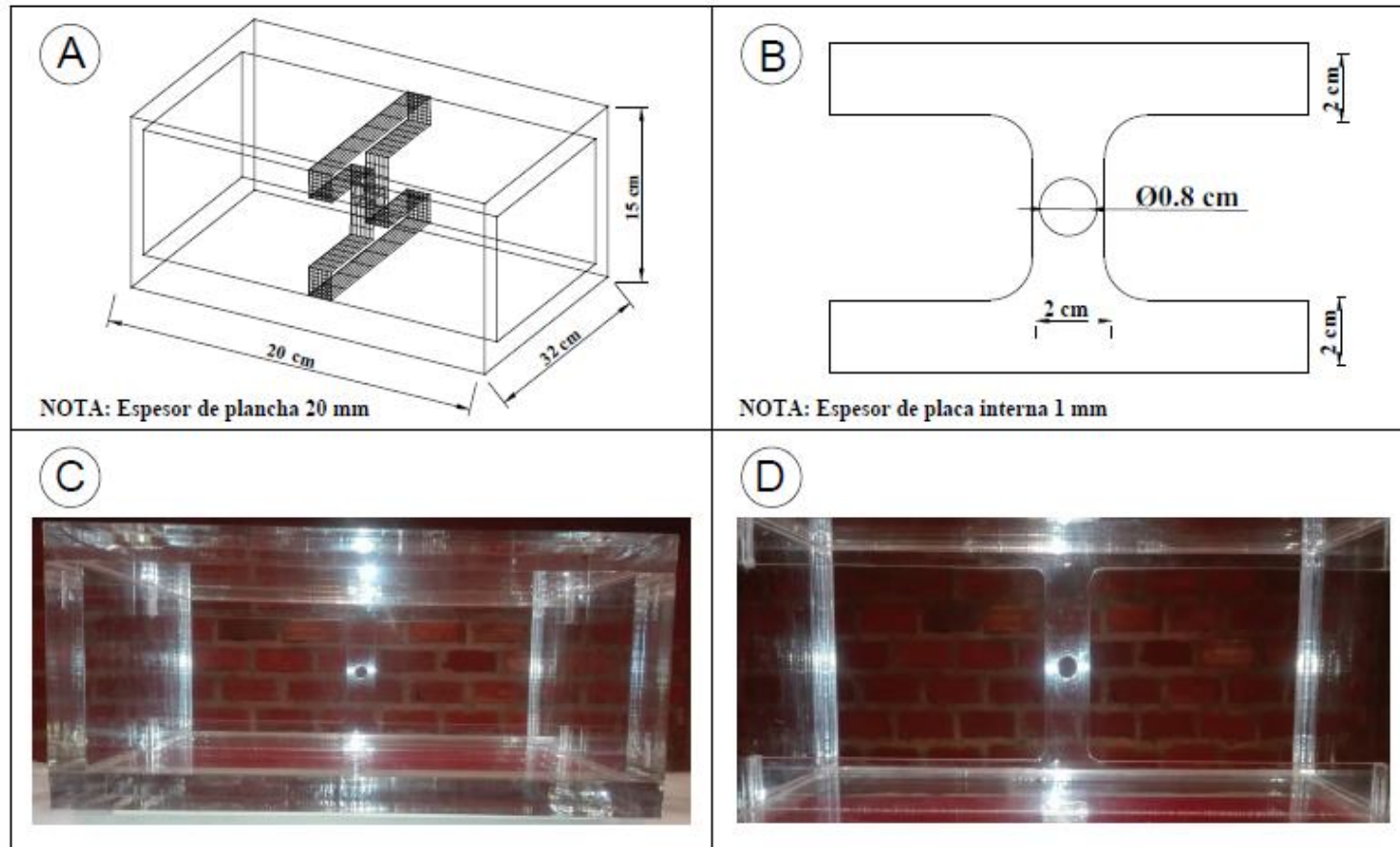
**NOREN PLAST PERUANA S.A.**

---

### PROPIEDADES FISICAS

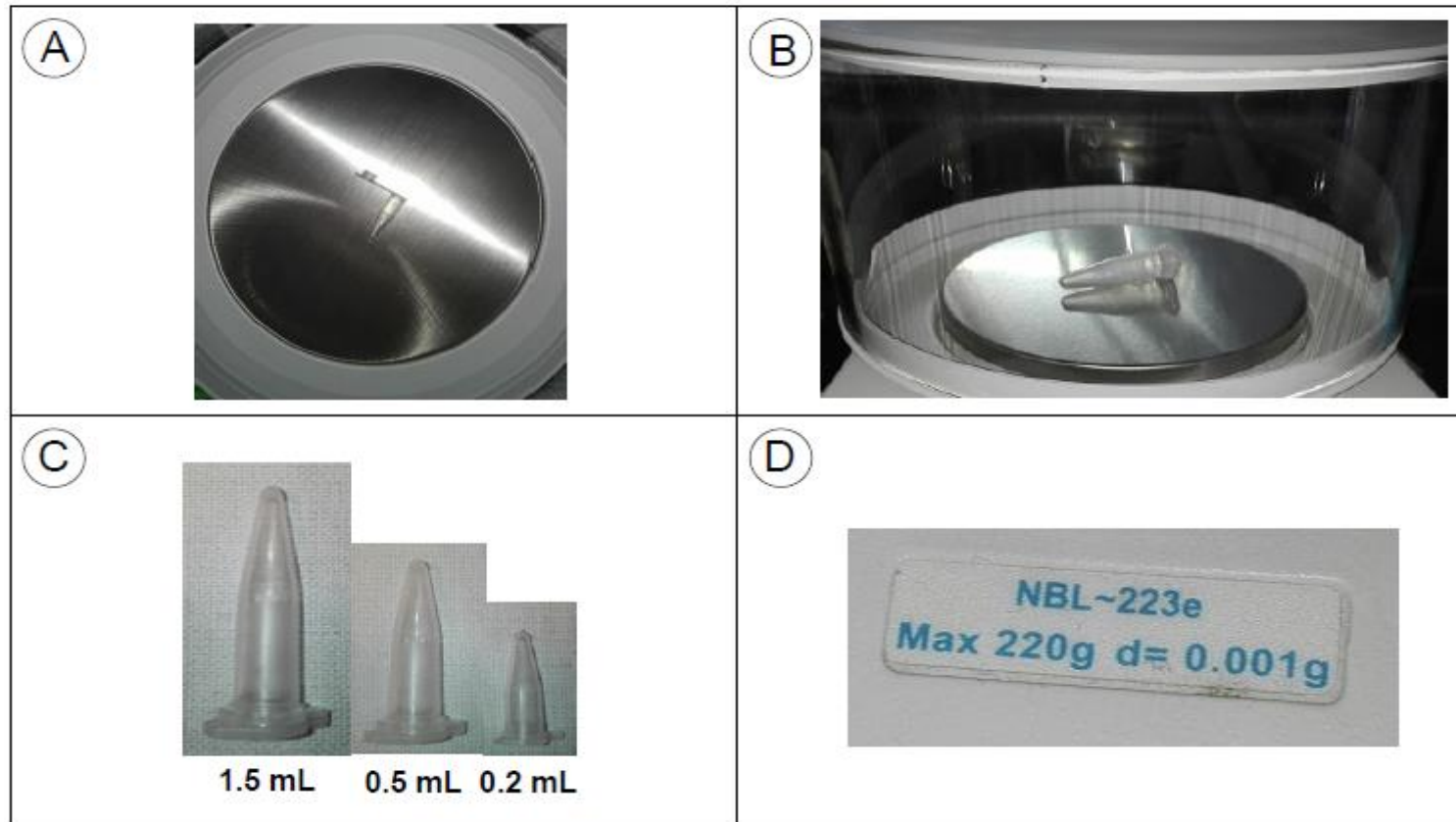
<b>PROPIEDAD</b>	<b>Norma ASTM</b>	<b>Valor</b>	<b>Unidad</b>
Absorción de agua, 24 hrs. de inmersión en 3,2 mm. de espesor	D-570	0,6-0,8	%
Materia soluble en agua luego de inmersión	-	0,0	%
Olor	-	No tiene	-
Peso específico	D-792	1,19	g/cm <sup>3</sup>
Sabor	-	No tiene	-

## ANEXO 2. MANIQUÍ DE PULMÓN



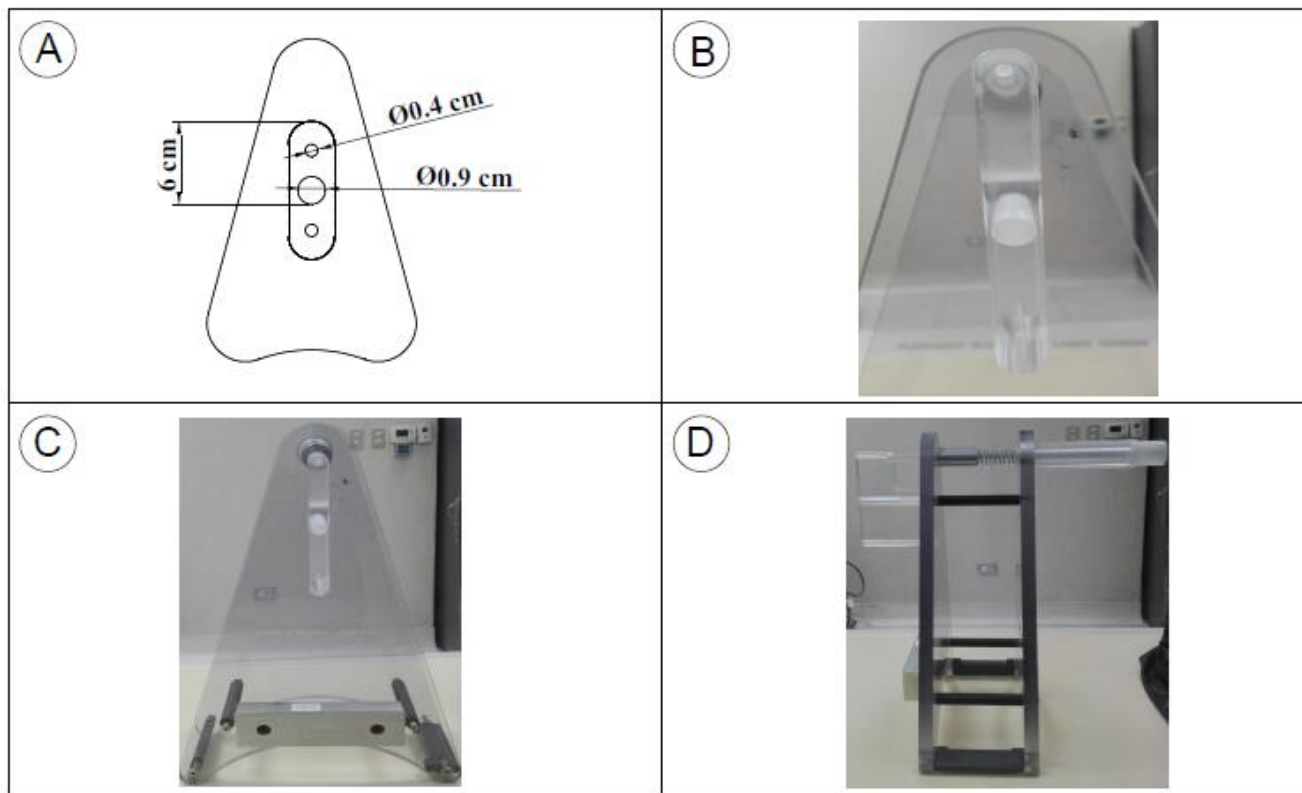
**Maniquí de pulmón.** (A) y (C) Dimensiones del maniquí de pulmón desde una vista externa, (B) y (D) Dimensiones del maniquí de pulmón desde una vista interna.

### ANEXO 3: PESAJE DE MICROTUBOS DE CENTRÍFUGA



**Pesaje de tubos de microcentrífuga en la balanza semi-analítica.** (A) Vista desde planta de la ubicación un tubo de microcentrífuga en la balanza semi-analítica, (B) vista de perfil de un tubo de microcentrífuga en la balanza semi-analítica, (C) diferentes tamaños de tubos de microcentrífuga que fueron pesados en la balanza semi-analítica y (D) rango de masa de la balanza semi-analítica.

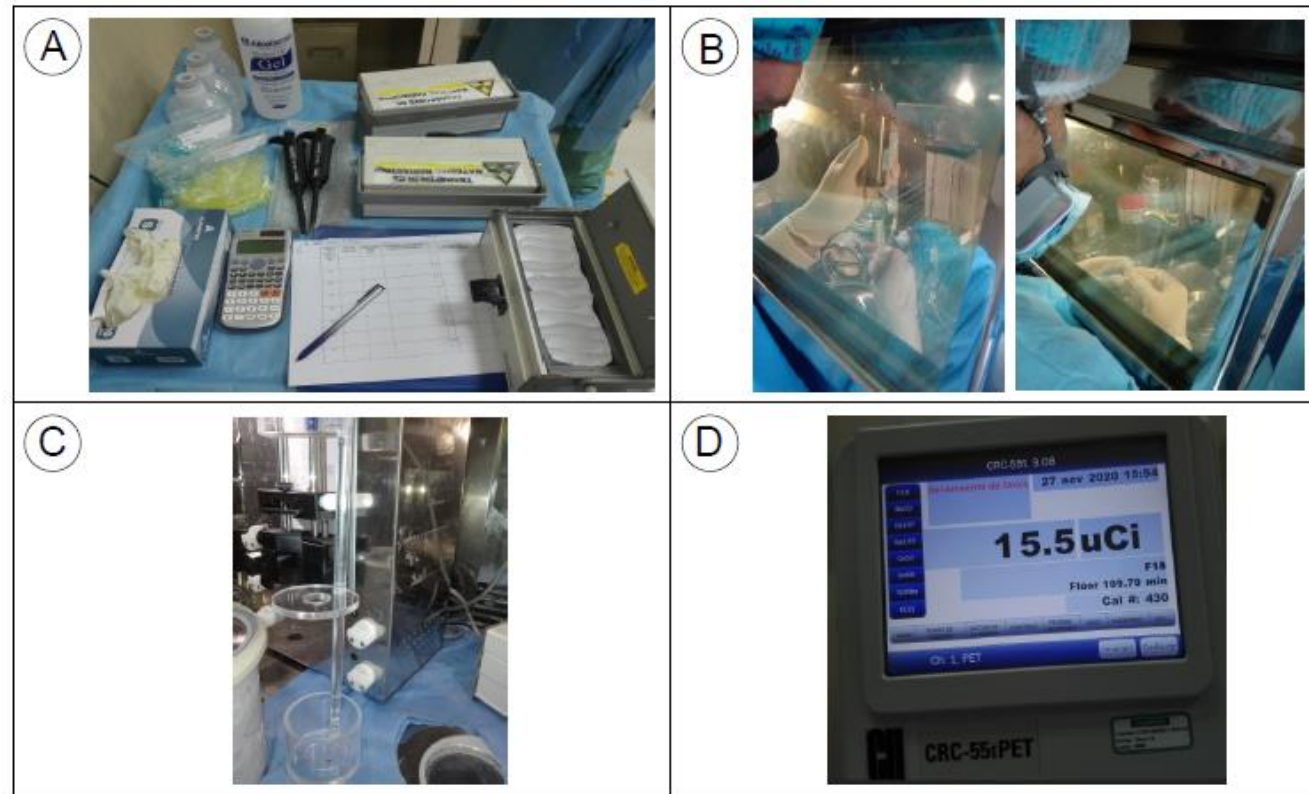
#### ANEXO 4. SOPORTE DE $^{22}\text{Na}$



**Imágenes del soporte de  $^{22}\text{Na}$ .** (A) y (B) Vista alzada del soporte de  $^{22}\text{Na}$ , el cual muestra el diámetro de los orificios donde se colocó los portafuentes de  $^{18}\text{F}$ -FDG: el primero de 0.4 cm y el segundo de 0.9 cm; (C) vista alzada del soporte de  $^{22}\text{Na}$  y (D) vista de perfil del soporte de  $^{22}\text{Na}$ .

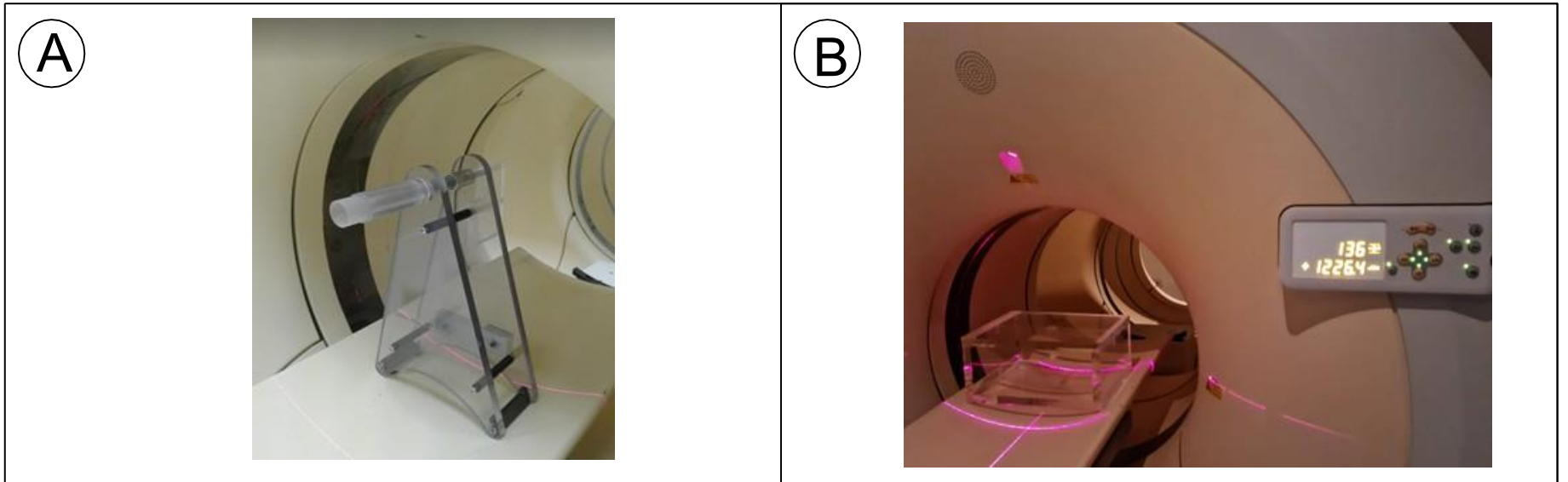


## ANEXO 6. EXPERIMENTO: CUARTO CALIENTE



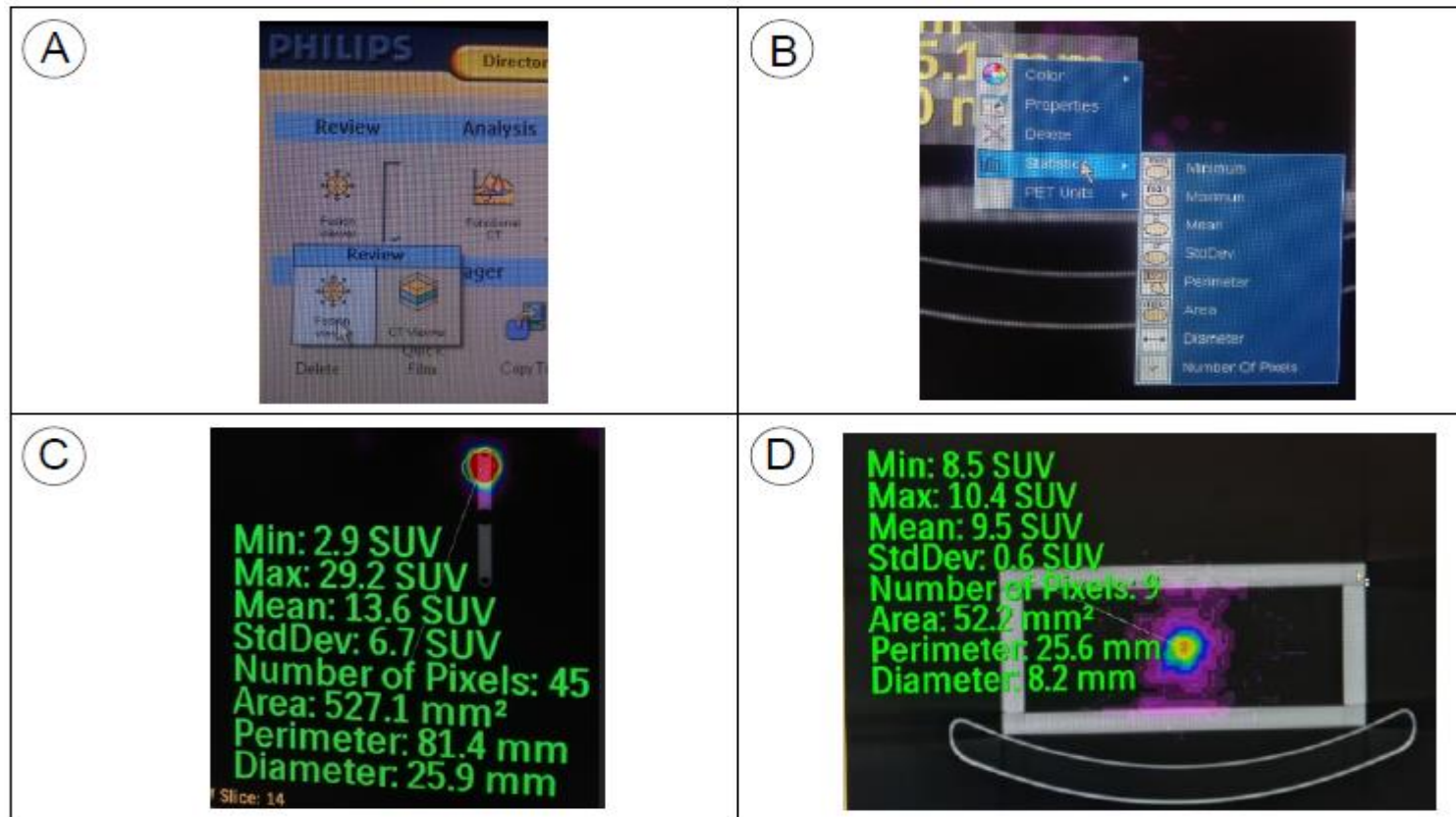
**Cuarto Caliente.** (A) Instrumentos utilizados para el fraccionamiento de las simulaciones y su respectivo registro en la ficha de recolección de datos, (B) en la primera imagen se observa la dilución del  $^{18}\text{F}$ -FDG (1 mCi/1 mL) de NaCl al 9% y en la segunda imagen el fraccionamiento del volumen de  $^{18}\text{F}$ -FDG correspondiente, (C) calibrador de dosis de tipo pozo y (D) la pantalla del calibrador de dosis muestra la actividad de un portafuente de  $^{18}\text{F}$ -FDG en  $\mu\text{Ci}$ .

**ANEXO 7. EXPERIMENTO: SALA DE LA PET/CT**



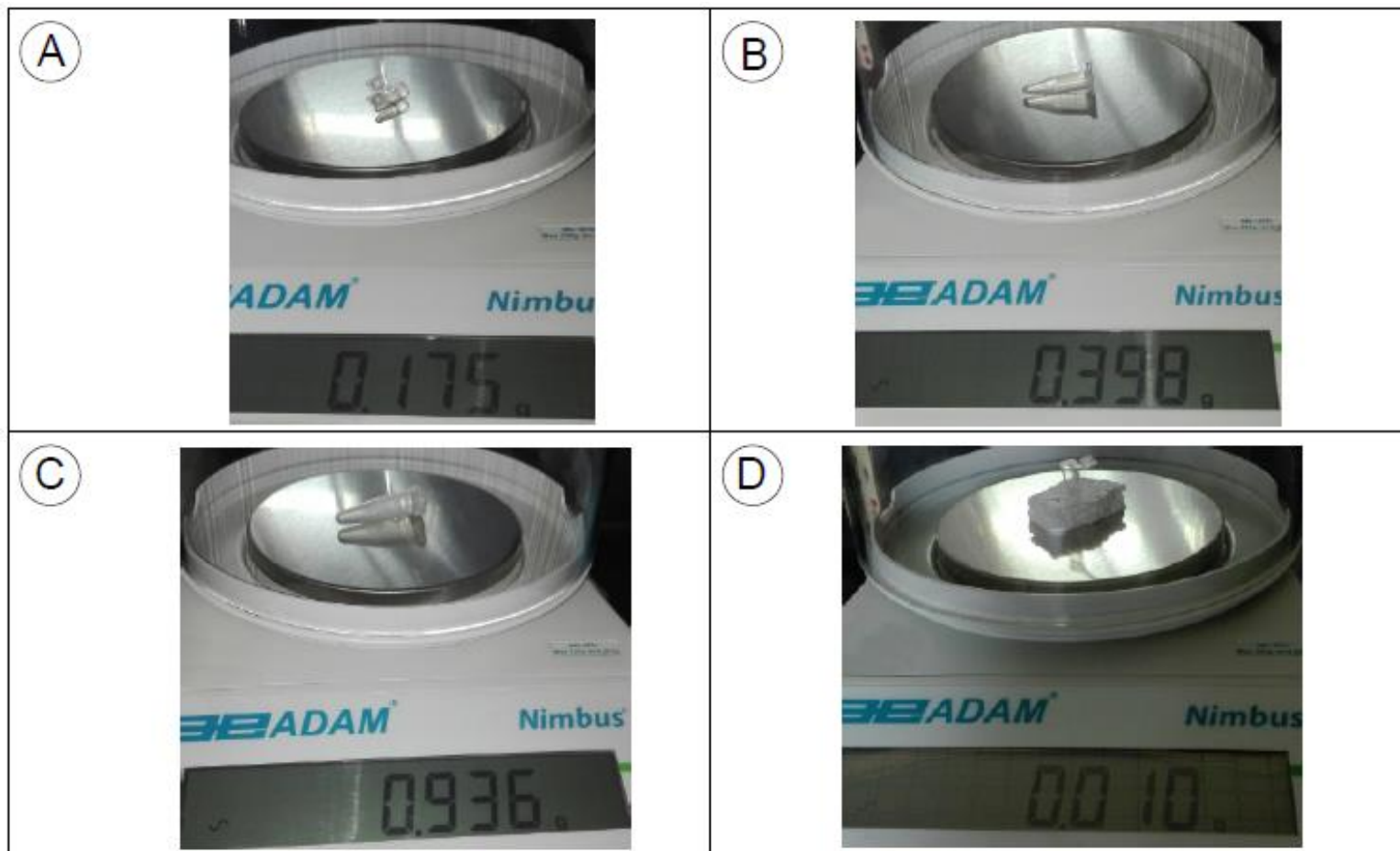
**Sala de PET/CT.** (A) Posicionamiento del portafuente en aire, el cual se encuentra dentro de uno de los orificios del soporte de  $^{22}\text{Na}$  y (B) posicionamiento del portafuente en el maniquí de pulmón el cual se encuentra dentro del único orificio de la placa interna del mismo.

## ANEXO 8. EXPERIMENTO: SALA DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES PET/CT



**Sala de adquisición de imágenes de PET/CT.** (A) Herramienta para fusionar las imágenes de la PET con las imágenes de CT, (B) barra de herramientas para el cálculo del  $SUV_{PET}$ , (C) valores del  $SUV_{PET}$  en la simulación realizada en aire para una lesión de 10 mm y (D) valores del  $SUV_{PET}$  en la simulación realizada en maniquí de pulmón para una lesión de 8.5 mm.

**ANEXO 9: PESAJE DE DIFERENTES MICROTUBOS DE CENTRÍFUGA Y MICROGOTA DE 10  $\mu$ L DE NaCl al 9%**



**ANEXO 10. FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS –  
PESAJE DE VOLÚMENES**

<b>N°</b>	<b>Volumen (mL)</b>	<b>Peso del tubo de microcentrífuga (g)</b>	<b>Peso del portafuente (kg) = volumen (mL) + peso del tubo de microcentrífuga (g)</b>
1	0.010	0.175	0.000185
2	0.015	0.175	0.000190
3	0.020	0.175	0.000195
4	0.025	0.175	0.000200
5	0.030	0.175	0.000205
6	0.035	0.175	0.000210
7	0.040	0.175	0.000215
8	0.045	0.175	0.000220
9	0.050	0.175	0.000225
10	0.055	0.175	0.000230
11	0.060	0.175	0.000235
12	0.065	0.175	0.000240
13	0.070	0.175	0.000245
14	0.075	0.175	0.000250
15	0.080	0.175	0.000255
16	0.085	0.175	0.000260
17	0.090	0.175	0.000265
18	0.095	0.175	0.000270
19	0.100	0.175	0.000275
20	0.125	0.398	0.000523
21	0.150	0.398	0.000548
22	0.175	0.398	0.000573
23	0.200	0.398	0.000598
24	0.225	0.398	0.000623
25	0.250	0.398	0.000648
26	0.275	0.398	0.000673
27	0.300	0.398	0.000698
28	0.325	0.398	0.000723
29	0.350	0.398	0.000748
30	0.375	0.398	0.000773
31	0.400	0.398	0.000798
32	0.425	0.398	0.000823
33	0.450	0.398	0.000848
34	0.475	0.398	0.000873
35	0.500	0.936	0.001436
36	0.525	0.936	0.001461

## ANEXO 11. CARTA DE APROBACIÓN POR CIE-UPCH



UNIVERSIDAD PERUANA  
**CAYETANO HEREDIA**

Dirección Universitaria de  
**INVESTIGACIÓN, CIENCIA Y  
TECNOLOGÍA (DUICT)**

CAREG-ORVEL-059-20

Lima, 03 de agosto del 2020

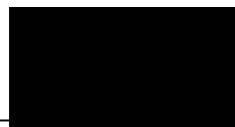
Señorita  
SEQUEIROS PALOMINO, ITALA  
Presente. -

Estimada investigadora:

Es grato dirigirme a usted para saludarla y a la vez informarle que hemos recibido el proyecto de investigación titulado: *Evaluación del valor estandarizado de captación con diferentes concentraciones de 18F-FDG en simulación de lesiones menores a 11 mm en un maniquí de pulmón, SIDISI 201423*, el cual ha sido revisado y registrado en la Dirección Universitaria De Investigación, Ciencia Y Tecnología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia. De acuerdo al Manual de Procedimientos de nuestra universidad y por sus características, este proyecto no requiere evaluación por el Comité Institucional de Ética en Humanos o en Animales, pudiendo iniciar su ejecución.

Agradecemos tenga a bien presentar su informe de cierre al concluir la ejecución de su proyecto.

Atentamente,



Dr. Carlos Zamudio Fuentes  
Director  
Dirección Universitaria de Investigación,  
Ciencia y Tecnología

## ANEXO 12. CARTA DE APROBACIÓN POR CIE-HNERM



"Decenio de la Igualdad de oportunidades para mujeres y hombres"  
"Año de la Universalización de la Salud"

CARTA N° 294 -GRPR-ESSALUD-2020

Lima,

12 7 OCT 2020

Alumna de la Facultad de Tecnología Médica - UPCH  
**ITALA SEQUEIROS PALOMINO**  
Investigadora Principal

Señor Tecnólogo Médico  
**WALTER JUNIOR MEZA SALAS**  
Co Investigador Responsable  
Presente.-

Asunto: **APROBACIÓN DE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN**

De mi consideración:

La presente tiene el objeto dar respuesta a su solicitud de Aprobación y Autorización de Ejecución del Estudio titulado: "EVALUACIÓN DEL VALOR ESTANDARIZADO DE CAPTACIÓN CON DIFERENTES CONCENTRACIONES DE 18F-FDG EN SIMULACIÓN DE LESIONES MENORES A 11 MM. EN UN MANIQUI DE PULMÓN".

Al respecto, manifestarle que el presente proyecto ha sido evaluado y exonerado por el Comité Institucional de Ética en Investigación del Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins, el cual vela por el cumplimiento de las directrices metodológicas y éticas correspondientes, incluyendo las buenas prácticas clínicas, los principios de protección de los sujetos de investigación contenidos en la declaración de Helsinki, y con los deberes y responsabilidades estipulado en las normas legales e institucionales vigentes.

En ese sentido, la Gerencia de la Red Prestacional Rebagliati, manifiesta su **Aprobación y Autoriza la Ejecución** del presente proyecto de investigación en el Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins.

Cabe señalar que una vez ejecutado y concluido el proyecto, deberá presentar el **Informe Final**, a la Oficina de Investigación y Docencia, para conocimiento y fines correspondientes.

Sin otro en particular, quedo de usted.

Atentamente.

RE [Redacted] JATI  
Dr. Juan Sebastián Camargo  
CIP 11816  
GERENTE

JASC/evcq /rdm  
C.c. Archivo

Área	Año	Correlativo
7189	2020	29

## ANEXO 13. CONTROL DE CALIDAD DE LA PET

```

*****
Sensores de hardware: SUPERADO
*****

*****
Calibración de ganancia de PMT: SUPERADO
*****

Iteraciones: 10 [Límite: <= 100]
Error med: 0.213% [Límite: <= 0.30%]
Error máx.: -1.858% [Límite: <= 2.00%]

VGA, estadísticas del factor de ganancia:

-----|-----|-----
Media | 157.8 | 1.2510
Min. | 146 | 1.2211
Máx. | 191 | 1.2808
-----|-----|-----

*****
Prueba de energía: SUPERADO
*****

Ventana de energía: 86 - 130
Límites medios:
FALLO: \ (Media Centroide\ ) < 94 O \ (Media Centroide\ ) > 106 O \ (Media E-Res\ ) >
ADVERTENCIA: \ (Media Centroide\ ) < 97 O \ (Media Centroide\ ) > 103 O \ (Media E-Res\ ) >
ATENCIÓN: \ (Media Centroide\ ) < 98 O \ (Media Centroide\ ) > 102 O \ (Media E-Res\ ) >
SUPERADO: 98 <= \ (Media Centroide\ ) <= 102 Y \ (Media E-Res\ ) <= 14.0

-----|-----|-----
Media | 99.9 | 12.00†
Min. | 99.6 | 11.26†
Máx. | 100.4 | 12.88†
-----|-----|-----
NOTA: El mín. y el máx. se basan en las mediciones del módulo

*****

Límites:
FALLO: Resolución de tiempo >= 625.0-ps O Cambiar >= 50.0-ps
ADVERTENCIA: 575.0-ps <= Resolución de tiempo < 625.0-ps O Cambiar >= 40.0-ps
ATENCIÓN: 550.0-ps <= Resolución de tiempo < 575.0-ps O Cambiar >= 20.0-ps
SUPERADO: Resolución de tiempo < 550.0-ps Y Cambiar < 20.0-ps

Resolución de tiempo: 541.7-ps
[Resolución de calibración: 530.7-ps]

*****
Prueba de emisiones: ATENCIÓN
*****

Límites:
FALLO: Error de linealidad > 4.0
ADVERTENCIA: 3.0 < Error de linealidad <= 4.0
ATENCIÓN: 2.0 < Error de linealidad <= 3.0
SUPERADO: Error de linealidad <= 2.0

-----|-----|-----
Inclinación | Linealidad | Resultado
Error
-----|-----|-----
-3 | 2.0707 | ATENCIÓN
-2 | 1.7069 | SUPERADO
-1 | 1.2862 | SUPERADO
0 | 1.3540 | SUPERADO
1 | 1.2787 | SUPERADO
2 | 1.6333 | SUPERADO
3 | 2.0310 | ATENCIÓN
-----|-----|-----

*****
SUMMARY: PASSED

System Initialization: PASSED
Hardware Sensors: PASSED
Baseline Collection: PASSED

```



**ANEXO 14. CONTROL DE CALIDAD DE LA CT**

Quick IQ Check History records													
Date	Scan Parameters	CT number ( Max / Avg / Min )			CT uniformity ( Max / Avg / Min )			Noise (CT) ( Max / Avg / Min )			Low Contrast (mm) ( Max / Avg / Min )		
13 12 2021 7:54	Scan Params: head, axial, 120kV, 16x0.625, SW 10 mm, 0.75 sec, 250 mAs, standard res, FOV 250 mm, Filter UA, 512	3.4	3.4	3.4	-1.0	-1.0	-1.0	2.5	2.5	2.5	3.9	3.9	3.9

**ANEXO 15. DEFINICIÓN OPERACIONAL DE VARIABLES PERACIONALES PRINCIPALES Y SECUNDARIAS**

<b>VARIABLES INDEPENDIENTES</b>	<b>DEFINICIÓN CONCEPTUAL</b>	<b>DEFINICIÓN OPERACIONAL</b>	<b>TIPO Y ESCALA DE MEDICIÓN</b>	<b>INDICADOR</b>
Actividad final corregida por tiempo	Número de desintegraciones de núcleos radioactivos por unidad de tiempo en el momento que fue realizada la PET/CT.	Cantidad de dosis presente en el portafuente en el momento que fue realizada la PET/CT. Determinado por el decaimiento radiactivo del $^{18}\text{F}$ , la hora de adquisición y la hora de fraccionamiento del mismo.	Numérica, continua de razón	$\mu\text{Ci}$
Volumen de $^{18}\text{F}$ -FDG	Espacio ocupado por el radiofármaco denominado $^{18}\text{F}$ -FDG en el portafuente.	Cantidad de radiofármaco denominado $^{18}\text{F}$ -FDG presente en la micropipeta.	Numérica, continua de razón	mL
<b>VARIABLE DEPENDIENTE</b>	<b>DEFINICIÓN CONCEPTUAL</b>	<b>DEFINICIÓN OPERACIONAL</b>	<b>TIPO Y ESCALA DE MEDICIÓN</b>	<b>INDICADOR</b>
$\text{SUV}_{\text{PETmax}}$	Unidad estandarizada de valor que determina la actividad de $^{18}\text{F}$ -FDG en la imagen del equipo de tomografía por emisión de positrones.	Valor relativo de la actividad del radiofármaco por unidad de volumen en relación al vóxel máximo circunscrito por la región de interés en la imagen tridimensional, dado por el $\text{SUV}_{\text{max}}$ .	Numérica, continua de razón	número

$SUV_{PETmed}$	Unidad estandarizada de valor que determina la actividad de $^{18}F$ -FDG en la imagen del equipo de tomografía por emisión de positrones.	Valor relativo de la actividad del radiofármaco por unidad de volumen en relación al vóxel promedio por la región de interés en la imagen tridimensional, dado por el $SUV_{med}$ .	Numérica, continua de razón	número
$SUV_{PETmin}$	Unidad estandarizada de valor que determina la actividad de $^{18}F$ -FDG en la imagen del equipo de tomografía por emisión de positrones.	Valor relativo de la actividad del radiofármaco por unidad de volumen en relación al vóxel mínimo circunscrito por la región de interés en la imagen tridimensional, dado por el $SUV_{min}$ .	Numérica, continua de razón	número
$SUV_{teórico}$	Unidad estandarizada de valor que determina la actividad de las concentraciones de $^{18}F$ -FDG.	Valor relativo de la actividad del radiofármaco por unidad de volumen determinado por la fórmula empírica del SUV.	Numérica, continua de razón	número

<b>Variables secundarias</b>	<b>Definición conceptual</b>	<b>Definición operacional</b>	<b>Tipo y escala de medición</b>	<b>Indicador</b>
Actividad inicial	Número de desintegraciones de núcleos radioactivos por unidad de tiempo.	Cantidad de dosis presente en el portafuente medido por la cámara de ionización de tipo pozo.	Numérica, continua de razón	$\mu Ci$

Peso del portafuente	Volumen del portafuente sumado con el peso de la microgota de suero fisiológico al 9%.	Volumen del portafuente sumado con el peso de la microgota de suero fisiológico al 9%, determinado en una balanza semi-analítica.	Numérica, continua de razón	Kg
Peso de microgota	Volumen de microgota de suero fisiológico al 9%.	Volumen de microgota de NaCl al 9%, determinado en una balanza semi-analítica.	Numérica, continua de razón	Kg
Tamaño de la fuente radiactiva	Magnitud de la fuente radiactiva dada por su diámetro.	Dimensión del radiofármaco dado por la fórmula del volumen de la esfera, denotado por: $4\pi.r^3$	Numérica, continua de razón	mm
Error <sub>r</sub> del SUV <sub>PETmax</sub>	Es el valor que determina la proximidad del SUV <sub>teórico</sub> con el SUV <sub>PET max</sub> .	Es el valor que determina la proximidad del valor predictivo con el valor medido. Dado por la fórmula de la predicción del error relativo: error <sub>r</sub> de predicción = $\frac{\text{valor predictivo} - \text{valor medido}}{\text{valor medido}} \%$ error <sub>r</sub> de predicción = $\frac{SUV_{teórico} - SUV_{PETmax}}{SUV_{PETmax}} \%$	Numérica, continua de razón	número
Error <sub>r</sub> del SUV <sub>PETmed</sub>	Es el valor que determina la proximidad del SUV <sub>teórico</sub> con el SUV <sub>PET med</sub> .	Es el valor que determina la proximidad del valor predictivo con el valor medido. Dado por la fórmula de la predicción del error relativo: error <sub>r</sub> de predicción = $\frac{\text{valor predictivo} - \text{valor medido}}{\text{valor medido}} \%$ error <sub>r</sub> de predicción = $\frac{SUV_{teórico} - SUV_{PETmed}}{SUV_{PETmed}} \%$	Numérica, continua de razón	número

<p>Error<sub>r</sub> del SUV<sub>PETmin</sub></p>	<p>Es el valor que determina la proximidad del SUV<sub>teórico</sub> con el SUV<sub>PETmin</sub>.</p>	<p>Es el valor que determina la proximidad del valor predictivo con el valor medido. Dado por la fórmula de la predicción del error relativo:</p> <p>error<sub>r</sub> de predicción = <math>\frac{\text{valor predictivo} - \text{valor medido}}{\text{valor medido}} \%</math></p> <p>error<sub>r</sub> de predicción = <math>\frac{SUV_{teórico} - SUV_{PETmin}}{SUV_{PETmin}} \%</math></p>	<p>Numérica, continua de razón</p>	<p>número</p>
<p>Exactitud SUV<sub>PETmax</sub></p>	<p>Es el valor que determina la proximidad del SUV<sub>PETmax</sub> con el SUV<sub>teórico</sub>.</p>	<p>Es el valor que determina la proximidad del valor medido con el valor predictivo. Dado por la fórmula de la exactitud:</p> <p>Exactitud SUV<sub>PETmax</sub> = <math>\frac{\text{valor medido} - \text{valor predictivo}}{\text{valor predictivo}} \%</math></p> <p>Exactitud SUV<sub>PETmax</sub> = <math>\frac{SUV_{PETmax} - SUV_{teórico}}{SUV_{teórico}} \%</math></p>	<p>Numérica, continua de razón</p>	<p>número</p>
<p>Exactitud SUV<sub>PETmed</sub></p>	<p>Es el valor que determina la proximidad del SUV<sub>PETmed</sub> con el SUV<sub>teórico</sub>.</p>	<p>Es el valor que determina la proximidad del valor medido con el valor predictivo. Dado por la fórmula de la exactitud:</p> <p>Exactitud SUV<sub>PETmed</sub> = <math>\frac{\text{valor medido} - \text{valor predictivo}}{\text{valor predictivo}} \%</math></p> <p>Exactitud SUV<sub>PETmed</sub> = <math>\frac{SUV_{PETmed} - SUV_{teórico}}{SUV_{teórico}} \%</math></p>	<p>Numérica, continua de razón</p>	<p>número</p>
<p>Exactitud SUV<sub>PETmin</sub></p>	<p>Es el valor que determina la proximidad del SUV<sub>PETmin</sub> con el SUV<sub>teórico</sub>.</p>	<p>Es el valor que determina la proximidad del valor medido con el valor predictivo. Dado por la fórmula de la exactitud:</p> <p>Exactitud SUV<sub>PETmin</sub> = <math>\frac{\text{valor medido} - \text{valor predictivo}}{\text{valor predictivo}} \%</math></p> <p>Exactitud SUV<sub>PETmin</sub> = <math>\frac{SUV_{PETmin} - SUV_{teórico}}{SUV_{teórico}} \%</math></p>	<p>Numérica, continua de razón</p>	<p>número</p>