

Citar como:

Sequeiros-Palomino I, Neyra-Aguilar FA, Meza-Salas WJ, Correa-Ñaña RE. Determinación del valor estandarizado de captación (SUV) de ^{18}F -FDG en PET/CT en simulación de lesiones menores o iguales a 10 milímetros en aire y maniquí de pulmón. Rev Méd Hered. 2025; 36(3): 201-211. DOI: 10.20453/rmh.v36i3.7044

Recibido: 21/08/2024

Aceptado: 29/05/2025

Declaración de financiamiento y de conflictos de interés:

El estudio fue financiado por ISP y no recibió apoyo económico de alguna institución o entidad externa; declaran no tener conflicto de intereses.

Contribución de autoría:

WJMS, ISP: Participaron en el diseño del estudio, en la adquisición de datos, análisis e interpretación de los datos, redacción del artículo y aprobación final de la versión a ser publicada. **FANA, RECÑ:** Participaron en el diseño del estudio, análisis e interpretación de los datos, redacción del artículo y aprobación final de la versión a ser publicada. **WJMS:** responsable de las simulaciones **ISP:** responsable del registro de los datos.

Correspondencia:

Itala Sequeiros Palomino
✉ itala.sequeiros.p@upch.pe



Artículo de acceso abierto, distribuido bajo los términos de la Licencia Creative Commons Atribución 4.0 Internacional.

© Los autores

© Revista Médica Herediana

Determinación del valor estandarizado de captación (SUV) de ^{18}F -FDG en PET/CT en simulación de lesiones menores o iguales a 10 milímetros en aire y maniquí de pulmón

Determination of the standardized uptake value (SUV) of ^{18}F -FDG in PET/CT in the simulation of lesions less than or equal to 10 millimeters in air and lung mannequin

Itala Sequeiros-Palomino^{1,a} , Félix Alexander Neyra-Aguilar^{1,3,b} ,
Walter Junior Meza-Salas^{2,4,c} , Raúl Edwin Correa-Ñaña^{1,5,d}

¹ Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Perú.

² Universidad Nacional Federico Villareal, Lima, Perú.

³ Hospital Nacional Luis Negreiros Vega, Lima, Perú

⁴ Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins, Lima, Perú

⁵ Clínica Médica Cayetano, Lima, Perú

^a Licenciada en Tecnología Médica en Radiología

^b Licenciado en Física

^c Magíster en Docencia Universitaria e Investigación Pedagógica

^d Licenciado en Psicología

RESUMEN

Las imágenes de la tomografía por emisión de positrones (PET) contribuyen a la evaluación metabólica de las lesiones en todas sus etapas utilizando el radiofármaco ^{18}F -FDG (flúor-18-fluorodeoxiglucosa); siendo la oncología su principal indicación. El parámetro más utilizado es el valor estandarizado de captación (SUV). Estudios sugieren investigar sobre la cuantificación metabólica de lesiones ≤ 10 mm en PET. **Objetivo:** Determinar la exactitud del SUV en simulación de lesiones ≤ 10 mm en aire y maniquí de pulmón con fuentes radiactivas puntuales de ^{18}F -FDG. **Material y Métodos:** Se realizó un estudio experimental fundamentado en 36 simulaciones en aire y 36 simulaciones en maniquí de pulmón. Fueron descritas las medidas de tendencia central y se compararon las medianas del SUV_{PET} y del SUV_{teórico} en aire y maniquí de pulmón mediante la prueba no paramétrica de Wilcoxon-Mann-Whitney. **Resultados:** La exactitud del SUV en simulaciones de lesiones ≤ 10 mm mostró una sobrestimación sistemática, mayor en aire que en maniquí de pulmón, superando el 5% de incertidumbre recomendado por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). **Conclusiones:** El porcentaje de exactitud de los

valores del SUV_{PETmax} , SUV_{PETmed} y SUV_{PETmin} presentó un valor superior al 5%; las estimaciones tienen una desviación importante para este rango de tamaño, lo que dificulta la cuantificación del SUV para lesiones inferiores a 10 mm.

PALABRAS CLAVE: Tomografía de emisión de positrones, fluorodesoxiglucosa F18, lesión pulmonar.

SUMMARY

Positron emission tomography (PET) images contribute to the metabolic evaluation of lesions at all stages using the radiopharmaceutical ^{18}F -FDG (Fluorine-18-fluorodeoxyglucose); oncology is its main indication. The most used parameter is the standardized uptake value (SUV). Studies suggest further research into the metabolic quantification of lesions ≤ 10 mm in PET. **Objective:** To determine the accuracy of SUV in the simulation of lesions ≤ 10 mm in air and lung mannequin with point radioactive sources of ^{18}F -FDG. **Methods:** Experimental study based on 36 simulations in air and 36 simulations in a lung mannequin. Measures of central tendency were described, and the medians of SUV_{PET} and $SUV_{theoretical}$ in air and lung mannequin were compared using the non-parametric Wilcoxon-Mann-Whitney test. **Results:** SUV accuracy in simulations of lesions ≤ 10 mm showed systematic overestimation, greater in air than in the lung mannequin, exceeding the 5% uncertainty recommended by the International Atomic Energy Agency (IAEA). **Conclusions:** The accuracy percentage of SUV_{PETmax} , SUV_{PETmed} and SUV_{PETmin} values presented a value greater than 5%; the estimates showed significant deviation for this size range, making SUV quantification difficult for lesions smaller than 10mm.

KEYWORDS: Positron-Emission Tomography, Fluorodeoxyglucose F18, lung lesion.

INTRODUCCIÓN

Este artículo está basado en una tesis de uno de los autores, presenta la cuantificación del Valor Estandarizado de Captación (SUV) en lesiones ≤ 10 mm en aire y un maniquí de pulmón con ^{18}F -FDG (flúor-18-fluorodeoxiglucosa).⁽¹⁾

En Perú, según la Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Agencia Internacional para la Investigación en Cáncer (IARC) reportan que el 8^{vo} cáncer más frecuente es el 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⁽²⁾; y a diferencia de Hungría que lidera las estadísticas en el mundo con 10, 274 casos.⁽³⁾

La técnica de imagen de la tomografía por emisión de positrones acoplada a tomografía computada (PET/CT) desempeña un papel fundamental en el estadiaje y seguimiento del cáncer de pulmón, permitiendo

identificar tempranamente la actividad metabólica del tumor debido a la información morfofuncional⁽⁴⁾. En contraste con la tomografía computada (CT), en la tomografía por emisión de positrones (PET) son cuantificados los primeros cambios oncológicos dado el efecto Warburg antes de que se evidencien en las imágenes morfológicas⁽⁵⁾. La tecnología PET/CT se basa en el fenómeno físico y biológico del radiofármaco ^{18}F -FDG, y a partir de ello se obtiene el valor estandarizado de captación (SUV), un índice semicuantitativo que mide la captación de FDG en la lesión ($\mu Ci/ml$) en relación con la dosis inyectada corregida por el peso del paciente (mCi/kg).⁽⁶⁾

Hassan G.⁽⁷⁾ reporta que 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 proporciona información pronóstica. Por lo tanto, la incidencia del cáncer de pulmón en Perú u otros países podría ser reducida con el diagnóstico oportuno en las

etapas iniciales del mismo, como reporta Larici A. et al. ⁽⁸⁾ 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”. ⁽⁹⁾

En ese sentido, se han realizado numerosas investigaciones en el mundo. Sin embargo, las lesiones pulmonares ≤ 10 mm resultan complicadas de determinar tanto por PET como por CT ^(8,10-15) a diferencia de lesiones > 10 mm como reporta Gould en un metaanálisis ⁽¹⁶⁾. Por esta razón, el objetivo del estudio fue determinar la exactitud del SUV en simulación de lesiones ≤ 10 mm en aire y maniquí de pulmón con ^{18}F -FDG PET/CT.

MATERIAL Y MÉTODOS

Estudio experimental, se siguieron los procedimientos y técnicas de las directrices para estudios experimentales de Moorhead y Anusavice ⁽¹⁷⁾. Se determinó la causa-efecto ⁽¹⁸⁾ representada por las variables independientes y dependientes, las cuales estuvieron basadas en la teoría. 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} ^(6,19-21).

La fórmula de la exactitud se definió como el valor que determina la proximidad del valor medido con el valor predictivo:

$$\text{Exactitud SUV PETmax/med/min} = \frac{\text{valor medido} - \text{valor predictivo}}{\text{valor predictivo}} \%$$

$$\text{Exactitud SUV PETmax/med/min} = \frac{\text{SUV PETmax/med/min} - \text{SUV teórico}}{\text{SUV teórico}} \%$$

Mientras que la fórmula del error relativo se definió como el valor que determina la proximidad del valor predictivo con el valor medido:

$$\text{error}_r \text{ de predicción} = \frac{\text{valor predictivo} - \text{valor medido}}{\text{valor medido}} \%$$

$$\text{error}_r \text{ de predicción} = \frac{\text{SUV teórico} - \text{SUV PETmax/med/min}}{\text{SUV PETmax/med/min}} \%$$

Simulaciones

Se realizaron 36 simulaciones en aire en el soporte de ^{22}Na y 36 simulaciones en maniquí de pulmón en el PET/CT (Philips Gemini TF TOF). Cada simulación fue realizada para cada volumen de ^{18}F -FDG desde 10 μl a 525 μl , las cuales según la fórmula de la esfera correspondieron a un tamaño de lesión de diámetro

de 2,7 mm a 10 mm ⁽²²⁾. Los criterios de inclusión con relación al ^{18}F -FDG fueron: volumen de la fuente ($\geq 10 \mu\text{l}$ - $\leq 525 \mu\text{l}$); actividad de la fuente ($\geq 1 \mu\text{Ci}$ - $\leq 1 \text{mCi}$) y el tamaño de la fuente ($\geq 2,7$ mm - ≤ 10 mm).

Procedimientos

Se diseñó y construyó un maniquí de pulmón con propiedades físicas a base de polimetilmetacrilato (PMMA) cuya densidad fue de 1,19 g/ml, dentro del cual se incluyó una placa interna con un orificio para la inserción del porta fuente.

La elección del PMMA y las dimensiones del maniquí (ancho: 32 cm $\times$ largo: 20 cm $\times$ altura: 15 cm) se fundamentaron en su uso extendido en la fabricación de maniquíes comerciales de tórax, como los desarrollados por empresas especializadas en equipos y soluciones para la calibración, control de calidad y dosimetría en imágenes médicas como Capintec ⁽²³⁾, Fluke ⁽²⁴⁾ y Cirs ⁽²⁵⁾, garantizando compatibilidad con estándares reconocidos en la industria; asimismo, se tomaron en cuenta las recomendaciones de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) Task Group 126 ⁽²⁶⁾ y la Comisión de Comunidades Europeas. ⁽²⁷⁾

Cálculo del tamaño de las lesiones pulmonares. Se calcularon los tamaños de las lesiones ≤ 10 mm basados en la fórmula de la esfera, el radio y el diámetro de un segmento en función de cada volumen.

Ejecución de las simulaciones. La adquisición en CT (colimación: 6,4 x 0,625 mm; espesor de corte: 1,5 mm; incremento: 5 mm; pitch: 0,70; tiempo de rotación: 0,5 seg; FOV: 700 mm; voltaje: 120 kV; corriente: 211 mA; matriz: 512 x 512 y filtro estándar) y en la PET (espesor de corte: 4 mm y matriz: 169 x 169) fue realizada a través del protocolo de cuerpo entero (barrido en el eje Z: 200 mm).

El posprocesamiento fue realizado a través de la circunscripción del ROI (SUV_{PETmax}, SUV_{PETmed} y SUV_{PETmin}).

Cálculo del SUV_{teórico}. La estimación en el paciente se realizó mediante la siguiente fórmula ^(6,19-21):

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

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 calculada con:

$$SUV = \frac{\frac{\text{actividad final de la lesión } (\mu\text{Ci})}{\text{volumen de la lesión (ml)}}}{\frac{\text{actividad inicial de la lesión (mCi)}}{\text{peso del porta fuente (kg)}}}$$

Las dimensiones de las imágenes del SUV son adimensionales como sigue: gr/ml.

Donde:

- Actividad final de la lesión (A_f) (μCi):

$$A_{f\ 18F-FDG} = A_0\ 18F-FDG - R_f$$

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

$$A_{f\ 18F-FDG} = 10^3 \times A_0\ 18F-FDG \times e^{(-\frac{\ln 2}{109.7\ \text{min}}) \times (h_a - h_f)}$$

Donde: $A_{f\ 18F-FDG}$ (μCi): actividad final de ^{18}F -FDG en microcuries, A_0 (mCi): actividad inicial de ^{18}F -FDG en milicuries, λ : constante de desintegración del ^{18}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}F -FDG dado por la pipeta de pistón.

- Actividad inicial de la lesión (A_x) (mCi):

$$A_{f\ 18F-FDG} = A_0\ 18F-FDG \times e^{(-\frac{\ln 2}{109.7\ \text{min}}) \times (h_a - h_f)}$$

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

- Peso del porta fuente (kg):

Fue estimado sumando el peso del tubo de microcentrífuga (0,2 ml: 0,175 gr; 0,5 ml: 0,398 g y 1,5 ml: 0,936 gr) con el volumen de cada una de las simulaciones (10 μl -525 μl) en base a las mediciones realizadas en la balanza semi-analítica de forma independiente.

El valor estandarizado de captación experimental obtenido mediante el equipo PET/CT fue definido como SUV_{PET} ; mientras que el valor estandarizado de captación teórico obtenido mediante la definición teórica del SUV, basada a su vez en las mediciones en la cámara de ionización ('patrón de medición') y la pipeta de pistón ('patrón de medición') fue definido como $SUV_{teórico}$.

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

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

Manejo y análisis de datos

Fueron calculadas las medidas de tendencia central y de dispersión basadas en la prueba de Shapiro-Wilk y para comparar la distribución entre muestras, se utilizó la prueba de la mediana no paramétrica de Wilcoxon-Mann-Whitney.

Aspectos éticos

Este estudio fue revisado y aprobado por el Sistema Descentralizado de Información y Seguimiento a la Investigación - Dirección Universitaria de la Investigación e Información Científica Técnica (SIDISI-DUICT), y exonerado por el Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (CIE-UPCH) y el Comité Institucional de Ética del Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins (CIE-HNERM).

RESULTADOS

Las mediciones de las simulaciones de aire y en el maniquí de pulmón se muestran en la tabla 1. La exactitud del SUV en simulación de lesiones ≤ 10 mm en aire y en el maniquí de pulmón con fuentes radiactivas puntuales de ^{18}F -FDG simulaciones en aire y en el maniquí de pulmón mostró una sobrestimación mayor en aire que en el maniquí de pulmón (tabla 1).

Las simulaciones en aire y en el maniquí de pulmón mostraron una sobrestimación sistemática del SUV_{PET} respecto al $SUV_{teórico}$ (gráficos 1, 2 y 4), con una discrepancia más pronunciada en el maniquí de pulmón (gráfico 2).

El análisis del SUV_{PET} evidenció una tendencia variable en función del tamaño de la lesión tanto en condiciones de aire como en el maniquí de pulmón (gráfico 4). Además, se observó que las medianas del SUV presentaron mayor variabilidad en el maniquí de pulmón (gráfico 3).

Las comparaciones de SUV_{PETmax} y SUV_{PETmed} con el $SUV_{teórico}$ fueron estadísticamente significativas en aire

($p=0,001$) (gráfico 1). De manera similar, en el maniquí de pulmón para el SUV_{PETmax} , SUV_{PETmed} y SUV_{PETmin} mostraron diferencias significativas ($p=0,001$) (gráfico

2). Además, la comparación del SUV_{PETmin} en aire con el de maniquí de pulmón mostró una diferencia significativa ($p=0,002$) (gráfico 3).

Tabla 1. Mediciones de las simulaciones de aire y en el maniquí de pulmón.

Variable	Mediana	RIQ	Mínimo	Máximo
Aire				
Peso de microgota (kg)	$9,8 \times 10^{-5}$	$2,6 \times 10^{-4}$	$1,0 \times 10^{-5}$	$5,3 \times 10^{-4}$
Tiempo transcurrido (min)	45,5	73,0	9,0	175,0
Peso del porta fuente (kg)	$2,7 \times 10^{-4}$	$4,8 \times 10^{-4}$	$1,9 \times 10^{-4}$	$1,5 \times 10^{-3}$
Actividad inicial (mCi)	$8,8 \times 10^{-2}$	$4,4 \times 10^{-1}$	$1,0 \times 10^{-3}$	$7,1 \times 10^{-1}$
Actividad final corregida por tiempo (μ Ci)	52,1	221,1	1,3	479,5
Volumen de la lesión (ml)	$9,8 \times 10^{-2}$	0,3	$1,0 \times 10^{-2}$	$5,3 \times 10^{-1}$
$SUV_{teórico}$	3,1	1,8	1,8	18,5
SUV_{PETmax}	9,9	5,4	5,0	29,2
Error _r SUV_{PETmax} (%)	66,0	19,74	1,7	90,5
Exactitud SUV_{PETmax} (%)	194,7	205,1	1,7	949,3
SUV_{PETmed}	7,1	3,6	3,3	16,2
Error _r SUV_{PETmed} (%)	59,6	30,26	0	150,0
Exactitud SUV_{PETmed} (%)	97,4	152,6	0	628,2
SUV_{PETmin}	4,5	3,1	1,5	14,3
Error _r SUV_{PETmin} (%)	50,4	38,7	4,0	369,1
Exactitud SUV_{PETmin} (%)	65,7	83,0	4,2	542,8
Maniquí de pulmón				
Peso de microgota (kg)	$9,8 \times 10^{-5}$	$2,6 \times 10^{-4}$	$1,0 \times 10^{-5}$	$5,3 \times 10^{-4}$
Tiempo transcurrido (min)	77,0	89,0	10,0	196,0
Peso del porta fuente (kg)	$2,3 \times 10^{-4}$	$4,8 \times 10^{-4}$	$1,9 \times 10^{-4}$	$1,5 \times 10^{-3}$
Actividad inicial (mCi)	$9,3 \times 10^{-2}$	$3,7 \times 10^{-1}$	$3,0 \times 10^{-3}$	0,8
Actividad final corregida por tiempo (μ Ci)	40,6	312,3	1,6	537,6
Volumen de la lesión (ml)	$9,8 \times 10^{-2}$	$2,6 \times 10^{-1}$	$1,0 \times 10^{-2}$	$5,3 \times 10^{-1}$
$SUV_{teórico}$	3,1	1,8	1,8	18,5
SUV_{PETmax}	10,0	6,2	5,2	46,6
Error _r SUV_{PETmax} (%)*	-	-	12,0	94,1
Exactitud SUV_{PETmax} (%)	178,0	212,9	13,7	1594,5
SUV_{PETmed}	7,9	3,7	4,1	22,4
Error _r SUV_{PETmed} (%)	59,5	34,8	6,3	86,9
Exactitud SUV_{PETmed} (%)	140,7	150,9	6,7	642,9
SUV_{PETmin}	6,4	3,4	0	20,5
Error _r SUV_{PETmin} (%)	51,8	31,2	0	230,4
Exactitud SUV_{PETmin} (%)	103,2	105,1	13,8	390,2

$SUV_{teórico}$: Valor estandarizado de captación teórico SUV_{PETmax} : Valor estandarizado de captación máximo de la tomografía por emisión de positrones (PET).

SUV_{PETmed} : Valor estandarizado de captación medio de la PET.

SUV_{PETmin} : Valor estandarizado de captación mínimo de la PET. Error_r SUV_{PETmax} : Error relativo del Valor estandarizado de captación máximo de la PET.

Error_r SUV_{PETmed} : Error relativo del Valor estandarizado de captación medio de la PET.

Error_r SUV_{PETmin} : Error relativo del Valor estandarizado de captación mínimo de la PET.

Error_r SUV_{PETmax} (%): $61,0 \pm 19,7$

*Distribución Normal; prueba de Shapiro-Wilk.

mCi: milicurio; μ Ci: microcurio; RIQ: Rango intercuartílico.

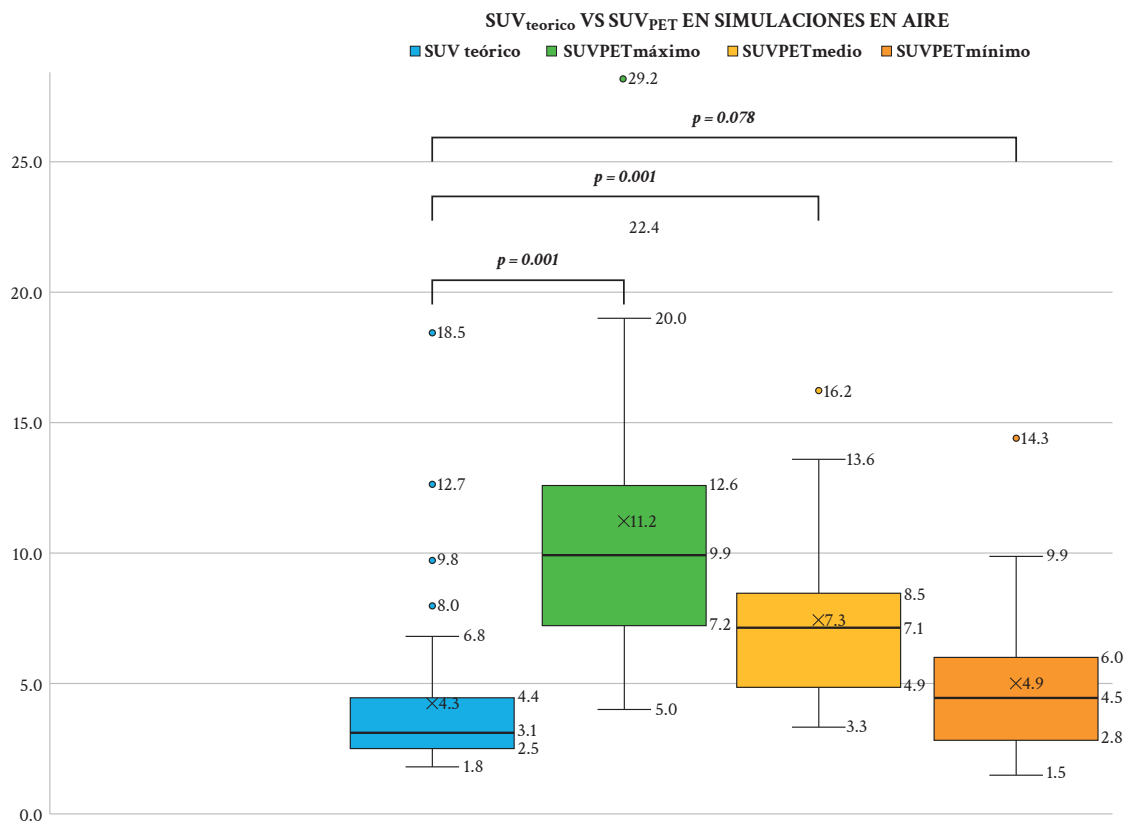


Gráfico 1. SUV_{PET} en aire y del SUV_{teórico} en simulaciones con fuentes puntuales de ¹⁸F-FDG PET/ CT.

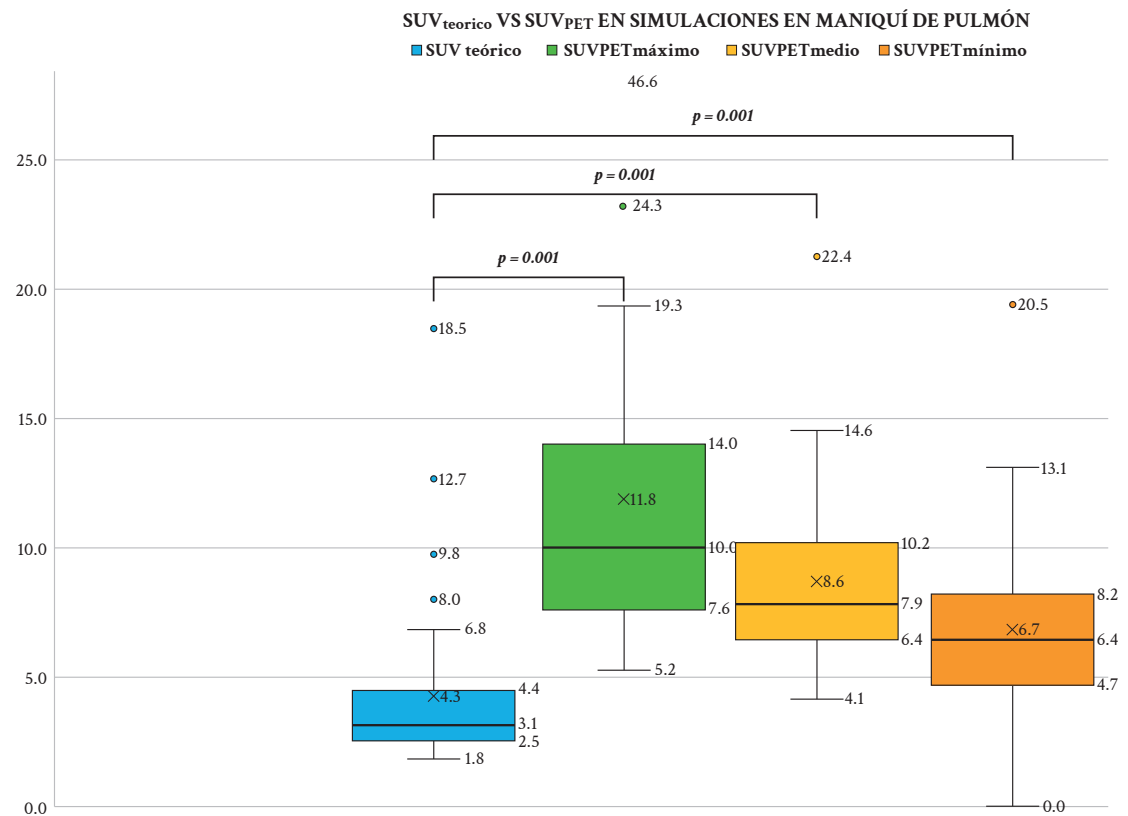


Gráfico 2. SUV_{PET} en maniquí de pulmón y el SUV_{teórico} en simulaciones con fuentes puntuales de ¹⁸F-FDG PET/CT.

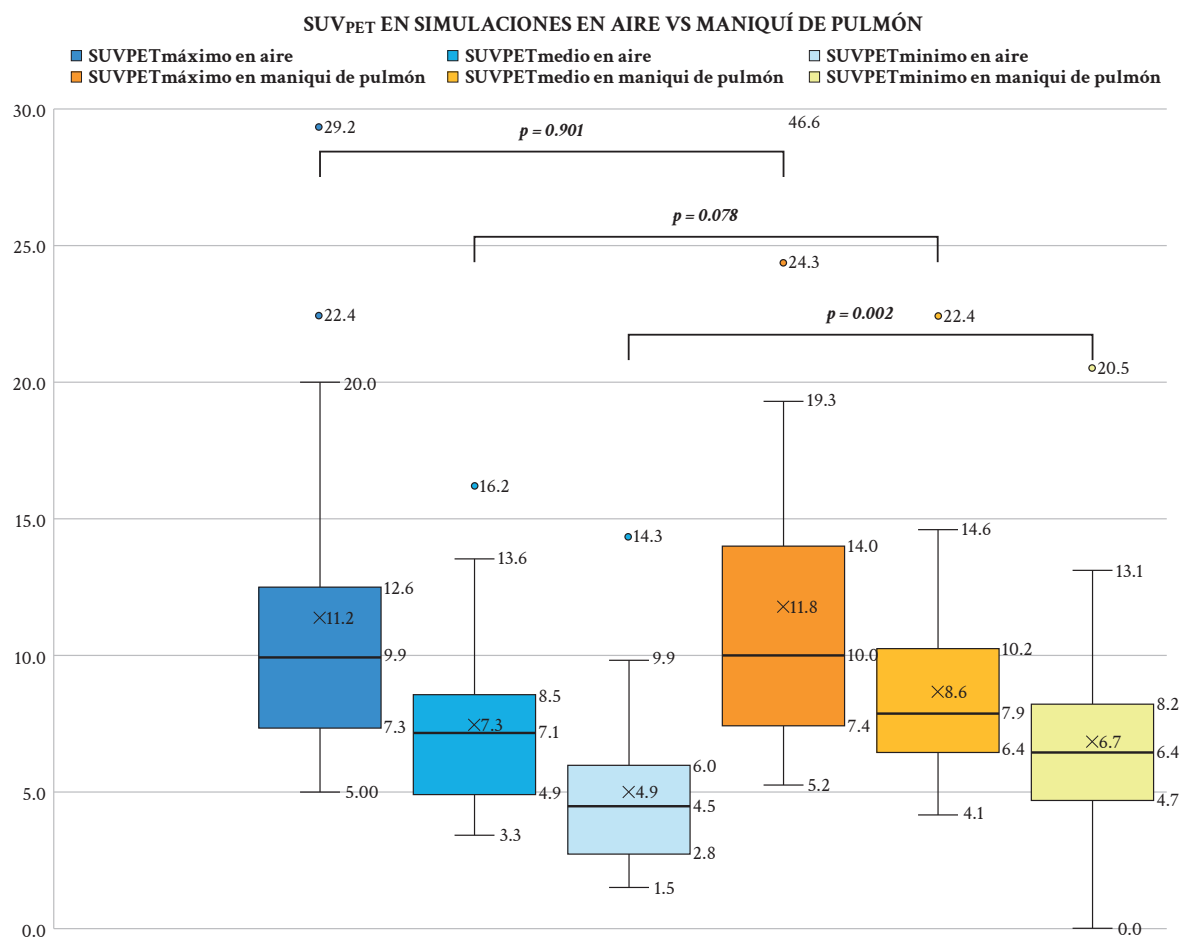


Gráfico 3. SUV_{PET} en aire y maniquí de pulmón con fuentes puntuales de ¹⁸F-FDG PET/CT.

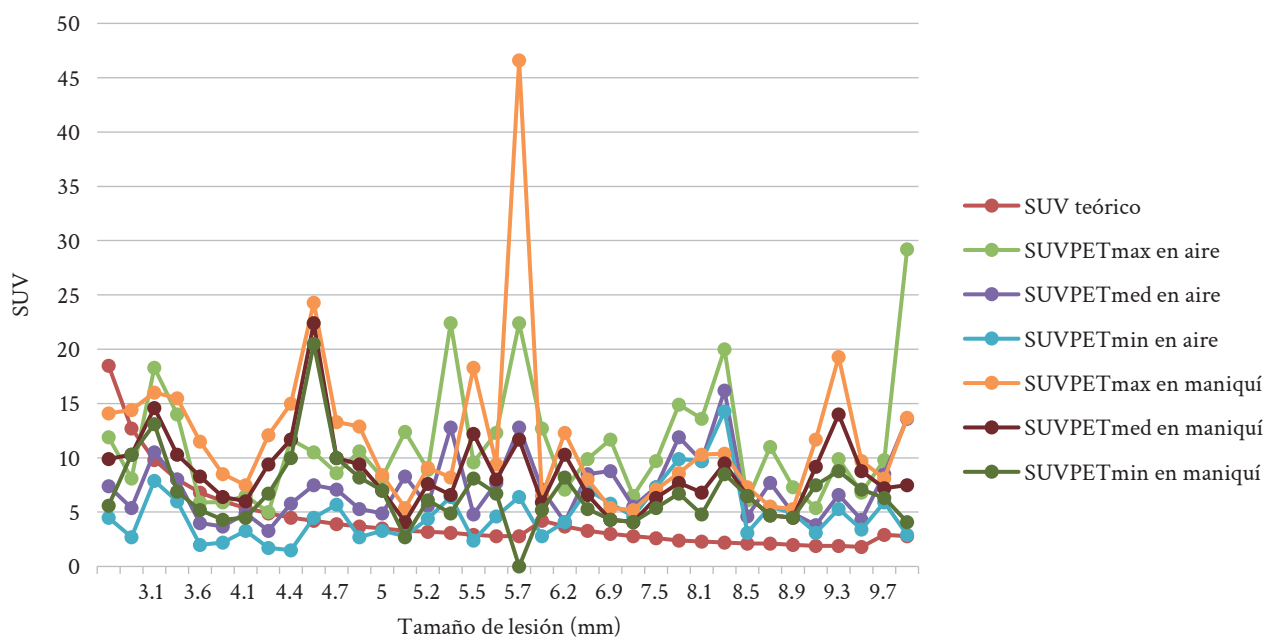


Gráfico 4. Valores del SUV según tamaño de lesión de pulmón con fuentes puntuales de ¹⁸F-FDG. PET/CT.

DISCUSIÓN

Numerosos estudios han demostrado que la detección de lesiones pulmonares ≤ 10 mm representa un desafío significativo en PET como por CT^(8,10-15). Razón por la cual el objetivo de este estudio fue determinar la exactitud del SUV en la simulación de lesiones ≤ 10 mm en aire y en un maniquí de pulmón con fuentes radiactivas puntuales de ^{18}F -FDG. Para ello, se calculó el SUV_{teórico} y se determinaron SUV_{PETmax}, SUV_{PETmed} y SUV_{PETmin}, así como el error relativo y la exactitud en relación con el SUV_{teórico}, diferenciando los valores obtenidos en aire y en maniquí de pulmón.

El documento de Reporte de Series N°454 de la Garantía de Calidad para la Medición de Radiactividad en Medicina Nuclear de la IAEA (International Atomic Energy Agency) indica que para demostrar la trazabilidad de una medición para un radionúclido éste no debe de exceder una incertidumbre mayor al 5%⁽²⁸⁾. En relación con ello, nuestros resultados fueron insatisfactorios dado que excedieron el valor de no mayor al 5%. Lo cual indicó una incertidumbre elevada para estimar el valor del SUV con referencia a la fórmula teórica del SUV en lesiones ≤ 10 mm en aire y maniquí de pulmón con fuentes puntuales de ^{18}F -FDG. Lo cual confirmaría que la estimación de la exactitud de lesiones ≤ 10 mm en aire y maniquí de pulmón con fuentes puntuales de ^{18}F -FDG continúa siendo un reto a la fecha.

Los valores de exactitud descritos en la tabla 1 de la tesis realizada muestran que los valores del SUV_{PETmax} en aire fueron de 1,7% para 4,1 mm y 2,3% para 4,4 mm, mientras que los de SUV_{PETmed} alcanzaron 0,0% para 3,6 mm, y SUV_{PETmin} registró 4,2% para 10 mm⁽¹⁾. Estos resultados sugieren que la estimación de la exactitud en maniquí de pulmón es más fiable que en aire para fuentes puntuales de ^{18}F -FDG, lo que resalta la influencia del entorno en la cuantificación del SUV en lesiones ≤ 10 mm para estudios experimentales en pulmón. En entornos de baja densidad como el aire, la dispersión y atenuación pueden comprometer la precisión de la medida. Esto podría explicar la ausencia de simulaciones en aire en estudios previos como el realizado por Yusuf et al.⁽¹²⁾ y Adler et al.⁽²⁹⁾, quienes utilizaron el maniquí de Jaszczak.

Los valores de exactitud del SUV_{PETmax} y SUV_{PETmed} fueron estadísticamente significativos en aire (gráfico 1), así como para el SUV_{PETmax}, SUV_{PETmed} y SUV_{PETmin} en maniquí de pulmón (gráfico 2). Esto sugiere que la variabilidad en los valores de SUV refleja un efecto real y no un resultado atribuible al azar.

Desde un enfoque estadístico, la comparación de medianas entre SUV_{PET} en aire y en el maniquí de pulmón no mostró diferencias significativas para SUV_{PETmax} ni para el SUV_{PETmed} (gráfico 3), lo que sugiere que ambos parámetros podrían emplearse indistintamente en la estimación de la captación de glucosa en tejidos de distinta densidad y morfología cuando son simulaciones en aire. La literatura respalda el uso extendido del SUV_{PETmax} a nivel global, dada su mayor reproducibilidad en entornos clínicos con tecnología PET/CT, como indican los estudios realizados por Diederich et al.⁽³⁰⁾ y Zhu et al.⁽³¹⁾. En ese sentido, el estudio de Zhu et al.⁽³¹⁾, sugiere que el valor máximo estandarizado de captación en las lesiones primarias es un factor pronóstico relevante, dado que se correlaciona significativamente con la supervivencia global y sin eventos en pacientes con cáncer de pulmón de células pequeñas, que fue evidenciado mediante análisis comparativos de los cocientes de riesgos instantáneos agrupados para ambos desenlaces clínicos que evaluaron la correlación del valor máximo de captación previo al tratamiento. Sin embargo, su mayor sensibilidad al ruido en comparación con SUV_{PETmed} podría influir en la interpretación cuantitativa, especialmente en lesiones pequeñas. Por otro lado, Mosleh et al.⁽³²⁾, concluyeron que el SUV_{med} supera al SUV_{max} y al SUV_{pico} en precisión para la cuantificación de lesiones pequeñas, manteniendo exactitud en lesiones de mayor tamaño, lo que optimiza el análisis cuantitativo de volúmenes tumorales reducidos, aunque aún no se ha definido un estándar global definitivo en este ámbito.

El estudio demostró que la precisión en la detección de lesiones pulmonares ≤ 10 mm en PET continúa siendo un desafío clínico y tecnológico con ^{18}F -FDG PET/CT contrastándose con la literatura debido a diversos factores como son: la resolución espacial, el ruido, la variabilidad biológica, la heterogeneidad en los protocolos, las correcciones de dispersión y atenuación, la calibración del escáner, los métodos de reconstrucción, la definición de la región de interés y el movimiento del paciente⁽³³⁾. Se recomienda optimizar los protocolos de adquisición y reconstrucción, incorporar correcciones por efecto de volumen parcial y reducir el impacto del ruido para mejorar la precisión en la evaluación metabólica en oncología.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sequeiros Palomino I. 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}F -FDG PET/CT [Internet] [Tesis para optar por el título profesional de Licenciado en Tecnología Médica en la especialidad de Radiología]. [Lima, Perú.]: Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2022 [citado el 9 de febrero de 2025]. Disponible en: https://repositorio.upch.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12866/11654/Determinacion_SequeirosPalomino_Itala.pdf?sequence=1&isAllowed=y
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 Peru, Ecuador, Uruguay y Paraguay. [Internet]. 2020 [citado el 10 de mayo de 2021]. Disponible en: 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. 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 [citado el 10 de mayo de 2021]. Disponible en: 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
4. Morales Guzmán-Barron R, Amorín Kajatt E, Ledesma Vásquez R, Casavilca Zambrano S. PET/CT in Staging and Treatment Evaluation of Non-Small Cell Lung Cancer. *Oncol Treat Discov*. 2023 May 17;1(1):1–9. doi: 10.26689/otd.v1i1.4950
5. Vaupel P, Multhoff G. Revisiting the Warburg effect: historical dogma versus current understanding. *J Physiol*. 2021 Mar 1; 599(6):1745–57. doi: 10.1113/JP278810.
6. Gispert JD, Reig S, Martínez-Lázaro R, Pascau J, Penedo M, Desco M. Cuantificación en estudios PET: métodos y aplicaciones. *Rev Real Acad Cienc Exactas Fís Natur* [Internet]. 2002 [citado el 11 de febrero de 2025]; 96(1):13. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/233413373_Cuantificacion_en_estudios_PET_Metodos_y_aplicaciones
7. Hassan Gamal G. The usefulness of ^{18}F -FDG PET / CT in follow-up and recurrence detection for patients with lung carcinoma and its impact on the survival outcome. *Egypt J Radiol Nucl Med*. 2021; 52–121. doi: 10.1186/s43055-021-00504-2.
8. Larici AR, Farchione A, Franchi P, Ciliberto M, Cicchetti G, Calandriello L, et al. Lung nodules: Size still matters. *Eur Respir Rev*. 2017 Oct 28;26(146):1–16. doi: 10.1183/16000617.0025-2017
9. American Cancer Society. 2022 [Citado el 12 de enero de 2022]. p. 1–4 Can Lung Cancer Be Found Early? Disponible en: <https://www.cancer.org/cancer/lung-cancer/detection-diagnosis-staging/detection.html#:~:text=Usually symptoms of lung cancer. This may delay the diagnosis.>
10. 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* [Internet]. 2018 [Citado el 10 de febrero de 2025]; 38(6):3635–9. Disponible en: <https://ar.iarjournals.org/content/38/6/3635.long>
11. 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. doi: 10.1097/MPH.0000000000000753.
12. Yusuf Emre E. Limits of Tumor Detectability in Nuclear Medicine and PET. *Mol Imaging Radionucl Ther*. 2012;21(2):23–8. doi: 10.4274/Mirt.138.
13. Brendle C, Kupferschläger J, Nikolaou K, La Fougère C, Gatidis S, Pfannenberger 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*. 2015;84(1):158–62. doi: 10.1016/j.ejrad.2014.10.018
14. 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 ^{18}F -FDGPET- CT: Phantom validation, practical implications and patient evaluation. *Br J Radiol*. 2017;90(1070):1–12. doi: 10.1259/bjr.20160549.
15. Boellaard R. Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. *J Nucl Med*. 2009 May;50 Suppl 1:11S–20S. doi: 10.2967/jnumed.108.057182.
16. 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. *JAMA*. 2001 Feb 21;285(7):914-24. doi: 10.1001/jama.285.7.914.
17. Moorhead JE, Rao PV, Anusavice KJ. Guidelines for experimental studies. *Dental Materials* [Internet]. 1994 [Citado el 9 de febrero de 2025];10(1):45-51. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564194900213?via%3Dihub>
 18. Sardanelli F. Trends in radiology and experimental research. *Eur Radiol Exp* [Internet]. 2017 [Citado el 11 de febrero de 2025];1(1):1-7. Disponible en: <https://eurradiolexp.springeropen.com/articles/10.1186/s41747-017-0006-5>
 19. 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 for the IASLC Lung Cancer Staging Project. *J Thorac Oncol*. 2008 Jan;3(1):6-12. doi: 10.1097/JTO.0b013e31815e6d6b.
 20. Graham MM, Peterson LM, Hayward RM. Comparison of simplified quantitative analyses of FDG uptake. *Nucl Med Biol*. 2000 Oct;27(7):647-55. doi: 10.1016/S0969-8051(00)00143-8.
 21. Meirelles GS, 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 Sep;20(3):307-13. doi: 10.1007/s10278-006-0861-8.
 22. Khan Academy. Volumen de una esfera [Internet]. 2021 [Citado el 26 de junio de 2021]. Disponible en: <https://es.khanacademy.org/science/ap-biology/cell-structure-and-function/cell-size/v/volume-of-a-sphere>
 23. Capintec Inc. QC Anthropomorphic Phantoms for Nuclear Medicine [Internet]. 2021 [Citado el 8 de febrero de 2025]. Disponible en: <https://mls.dk/wp-content/uploads/2017/11/Side-114-132-QC-Phantoms.compressed.pdf>
 24. Fluke. Fluke Biomedical. Phantom Selection Guide [Internet]. 2021 [Citado el 8 de febrero de 2025]. Disponible en: https://www.flukebiomedical.com/sites/default/files/resources/phantom_sel
 25. CIRS. Cirs Product Catalog [Internet]. 2021 [Citado el 8 de febrero de 2025]. Disponible en: https://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2019/05/CIRS_FLC_041119-.pdf
 26. 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 [Internet]. American Association of Physicists in Medicine. 2019 [Citado el 11 de febrero de 2025]. Disponible en: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_126.pdf
 27. Moores BM. 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 [Citado el 11 de enero de 2022]. 402 p. Disponible en: <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>
 28. IAEA. Quality Assurance for Radioactivity Measurement in Nuclear Medicine. Technical Reports Series N° 454 [Internet]. 2006 [Citado el 11 de febrero de 2025]. 1-96 p. Disponible en: <https://www.iaea.org/publications/7480/quality-assurance-for-radioactivity-measurement-in-nuclear-medicine>
 29. 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 Dec;4(1):13. doi: 10.1186/s40658-017-0179-2.
 30. Diederich S, Semik M, Winter F, Scheld HH, Roos N, Bongartz G. Helical CT of pulmonary nodules in patients with extrathoracic malignancy: CT-surgical correlation. *AJR Am J Roentgenol*. 1999 Feb;172(2):353-60. doi: 10.2214/ajr.172.2.9930781.
 31. 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 Sep;59(9):1082-1090. doi: 10.1177/0284185117745907.
 32. Mosleh-Shirazi MA, Nasiri-Feshani Z, Ghafarian P, Alavi M, Haddadi G, Ketabi A. Tumor volume-adapted SUVN as an alternative to SUVpeak for quantification of small lesions in PET/CT imaging: a proof-of-concept study. *Jpn J Radiol* [Internet]. 2021 Aug 1 [Citado el 11 de febrero de 2025];39(8):811-23. Disponible en: <https://>

- link.springer.com/article/10.1007/s11604-021-01112-w
33. Kinahan PE, Fletcher JW. Positron emission tomography-computed tomography standardized uptake values in clinical practice and assessing response to therapy. *Semin Ultrasound CT MR*. 2010 Dec;31(6):496-505. doi: 10.1053/j.sult.2010.10.001.