

## ESTIMACIÓN DE LA DOSIMETRÍA RENAL EN TRATAMIENTOS CON $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTATATE}$ : COMPARACIÓN DE TRES MÉTODOS DE CUANTIFICACIÓN MEDIANTE SPECT-CT.

### ESTIMATION OF RENAL DOSIMETRY IN $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTATATE}$ TREATMENTS: COMPARISON OF THREE QUANTIFICATION METHODS USING SPECT-CT.

P. Sanabria<sup>\*1</sup>, G. Alderete<sup>1</sup>, S. Cusimano<sup>2</sup>, P. Yapura<sup>2</sup> y A. Armesto<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Servicio de Medicina Nuclear, Instituto de Oncología Ángel Roffo – Comisión Nacional de Energía Atómica (CNEA)  
Av. S. Martín 5481, C1417 Cdad. Autónoma de Buenos Aires.

<sup>2</sup>Servicio de Medicina Nuclear, Instituto de Oncología Ángel Roffo – Universidad de Buenos Aires, Facultad de Medicina (UBA)  
Av. S. Martín 5481, C1417 Cdad. Autónoma de Buenos Aires.

Recibido: 18/12/2025 ; Aceptado: 24/04/2026


En el presente trabajo pusimos a prueba tres procedimientos de cuantificación de la actividad de  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTATATE}$  para estimar la dosis absorbida renal. Dos de ellos consistieron en la determinación de la actividad total de los riñones a partir de un solo corte del volumen obtenido por SPECT y de la masa a partir de la segmentación de una sola Tomografía Computada (CT, método 3) o a partir de las imágenes de emisión (método 2). Ambos métodos se compararon con la cuantificación de la actividad total mediante vóxel a vóxel e imágenes de fusión SPECT-CT (método 1 tomado como referencia). Como resultado del análisis de los estudios post administración de 6 pacientes se obtuvieron en promedio los siguientes valores de masa:  $425,5 \pm 33,62$  g;  $429,67 \pm 40,66$  g y  $433,33 \pm 34$  g; actividad acumulada:  $15013,67 \pm 5987,55$  MBq-hs;  $15921,5 \pm 6205,3$  MBq-hs;  $14996 \pm 5859,87$  MBq-hs y dosis absorbida renal:  $3,12 \pm 1,19$  Gy;  $3,14 \pm 1,23$  Gy;  $3,05 \pm 1,05$  Gy para los métodos 3, 2 y 1 respectivamente. Aunque el número de pacientes analizados es bajo, este trabajo presentó evidencia que los métodos simplificados de cuantificación de la actividad renal de  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTATATE}$  (métodos 2 y 3) arrojaron valores similares al método de referencia voxelizado por SPECT-CT y podrían utilizarse en equipos SPECT o SPECT-CT híbridos con CT de baja dosis.

*Palabras Clave:*  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTATATE}$ , SPECT, SPECT-CT, dosis absorbida renal.

In the present study, we tested three procedures for  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTATATE}$  activity to estimate the renal absorbed dose. Two of these procedures involved determining total kidney activity based on a single slice of the volume obtained by SPECT, with mass determined either through segmentation of a single Computed Tomography scan (CT, method 3) or from emission images (method 2). Both methods were compared against total activity quantification using a voxel-by-voxel approach and SPECT-CT fusion images (method 1, taken as the reference). As a result of the analysis of post-administration studies from 6 patients, the following average values were obtained for mass:  $425.5 \pm 33.62$  g;  $429.67 \pm 40.66$  g;  $433.33 \pm 34$  g, accumulated activity  $15013.67 \pm 5987.55$  MBq-hs.;  $15921.5 \pm 6205.3$  MBq-hs.;  $14996 \pm 5859.87$  MBq-hs., and renal absorbed dose:  $3.12 \pm 1.19$  Gy;  $3.14 \pm 1.23$  Gy;  $3.05 \pm 1.05$  Gy for methods 3, 2, and 1, respectively. Although the number of patients analyzed is small, this work provides evidence that simplified methods for quantifying renal  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTATATE}$  activity (Methods 2 and 3) yielded values like the voxelized SPECT-CT reference method and could be used in SPECT or hybrid SPECT-CT systems with low-dose CT.

*Keywords:*  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTATATE}$ , SPECT, SPECT-CT, renal absorbed dose.

<https://doi.org/10.31527/analesafa.2026.37.2.45-50>

 ISSN - 1850-1168 (online)

## I. INTRODUCCIÓN

El  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTATATE}$  es un radiofármaco (RF) indicado para el tratamiento de pacientes con tumores neuroendocrinos. Este RF posee en su formulación un radionucleido (Lutecio-177) que decae a  $^{177}\text{Hf}$  (Hafnio-177) emitiendo partículas B- (beta menos) con una abundancia del 79% alcanzando una energía cinética máxima de 498,3 keV y una energía promedio de 148 keV. Además, emite fotones gamma de 208 keV (10,36%) y 113 keV (6,17%) y posee un periodo de semidesintegración de 6,6443 días [1]. Estas características físicas lo hacen apropiado para tratar localmente tumores de pequeño y mediano tamaño. En particular para

este tipo de neoplasias se indica 4 administraciones de 7,4 GBq de actividad cada dos meses. Se recomienda estimar la dosis absorbida en los órganos de riesgo para este RF que son los riñones y la médula ósea [2]. Esto permite monitorear que la dosis absorbida total al finalizar el tratamiento no supere los 23 Gray (Gy) y 28 Gy de dosis biológicamente efectiva (BED, por sus siglas en inglés) para tejido renal y 2 Gy (dosis absorbida) para médula ósea, respectivamente [3]. La estimación de la dosimetría interna se realiza por medio de imágenes secuenciales en cámara gamma, SPECT o SPECT-CT a diferentes tiempos. Mediante la segmentación de las estructuras de los órganos se obtiene la actividad acumulada (luego de una calibración del SPECT). Con esa actividad se calcula la dosis absorbida promedio de todo

\* pablosanabria2@gmail.com

el órgano, la cual puede obtenerse por metodología MIRD estándar utilizando valores 'S' que provienen de fantasmas voxelizados. También puede calcularse por dosimetría voxelizada mediante una simulación de Montecarlo específica para cada paciente, o por medio de convolución utilizando kernels puntuales de dosis o mediante deposición local de energía (LED, por sus siglas en inglés) que supone que toda la energía de la partícula se deposita en un rango equivalente al tamaño del vóxel de la imagen [4]. Si bien el método basado en Montecarlo es el más preciso presenta alto costo y tiempo computacional, los métodos LED y de convolución funcionan muy bien para el  $^{177}\text{Lu}$  dado el rango promedio de las partículas beta menos de este radionucleido. No obstante, pese a la simplicidad del cálculo de estos dos métodos es necesaria la adquisición de imágenes SPECT-CT; un corregistro temporal preciso mediante métodos no rígidos y segmentación automática o semiautomática con propagación temporal de los volúmenes de interés (VOIs) para mejorar la reproducibilidad. Muchos equipos SPECT del país no son híbridos y la mayoría de los equipos SPECT-CT instalados poseen (CT) de baja resolución espacial que presentan usualmente errores del registro debido a movimientos del paciente y artefactos dado su bajo amperaje. Si bien el procedimiento de segmentación puede acelerarse mediante métodos basados en aprendizaje automático estos frecuentemente fallan debido a que los algoritmos fueron entrenados con CT de alta resolución. Debiéndose emplear mucho tiempo para editar los volúmenes de interés manualmente. Una variante de cálculo de la actividad renal que ha sido empleada por algunos autores [5, 6] es obtener la concentración de la actividad por medio de regiones de interés en un volumen pequeño en los riñones y a dicha concentración multiplicarla por el volumen total obtenido por un CT externo o imagen de Resonancia Magnética (MRI) lo que puede simplificar el procedimiento. Pero esa metodología puede sobreestimar la actividad total dependiendo donde se colocan los VOIs en el riñón. En este trabajo proponemos utilizar un procedimiento basado en este método, pero obteniendo la concentración de actividad renal a partir de la delimitación del área renal de un sólo corte medial del volumen del SPECT. Y evaluar además la posibilidad de obtener el volumen y la masa renal tomando sólo el SPECT.

## II. OBJETIVOS

Comparar tres métodos de cálculo de la dosis absorbida renal en tratamientos con  $^{177}\text{Lu}$ Lu-DOTATATE. Dos de ellos basados en la estimación del volumen por CT y SPECT utilizando concentración de actividad y un tercero basado en la determinación vóxel a vóxel de los volúmenes y actividades totales renales con SPECT-CT.

## III. MATERIALES Y MÉTODOS

**Pacientes:** se analizaron imágenes post primera administración de  $^{177}\text{Lu}$ Lu-DOTATATE en 6 pacientes con tumores neuroendocrinos tratados entre 2023 y 2025 en el servicio de medicina nuclear del Instituto Ángel Roffo. En la Tabla 1 se enumera las características de los pacientes (Tabla 1).

Paciente	Género	Edad	Tumor primario
1	M	52	Ciego
2	F	42	Íleon
3	M	41	Gastroenteropancreático
4	M	54	Intestino delgado
5	F	57	Intestino delgado
6	M	49	Mediastino

TABLA 1: Características de la población.

### Adquisición y procesamiento de las imágenes:

Las imágenes se adquirieron dentro de las primeras 4 hs luego de la finalización de la administración del RF y entre las 19 y 24 hs., a las 48 y 168 hs. post inyección. Se utilizó un equipo SPECT-CT General Electric Infinia Hawkeye montado con colimador de mediana energía. La ventana de emisión empleada para las imágenes SPECT fue de  $208 \text{ keV} \pm 10\%$  con una ventana de dispersión centrada en  $170 \text{ keV} \pm 10\%$ . En todos los pacientes la zona explorada fue la abdominal incluyendo hígado, bazo y riñones. La matriz utilizada fue de  $128 \times 128$  con un tamaño de vóxel de 4,418 milímetros, el tiempo utilizado por vista fue de 20 segundos, con órbita autocontorno, rango de 360 grados, cada 4 grados, totalizando 90 proyecciones. Luego de la imagen SPECT se adquirió la CT helicoidal con un pitch de 1,9; 140 keV de voltaje y 2,5 miliAmpere; la matriz de reconstrucción fue de  $512 \times 512$  vóxeles con un tamaño de 1,10 milímetros. Las imágenes de emisión fueron procesadas en una terminal Xeleris 4.0 con corrección de atenuación mediante CT y corrección de dispersión sobre las proyecciones reconstruidas empleando un factor de 1 recomendado por el fabricante. El método de reconstrucción utilizado fue OSEM sin compensación de la distancia fuente colimador, con 10 subsets y 2 iteraciones. El filtro empleado fue Butterworth con 0,45 ciclos/cm y potencia de 8.

### Factor de calibración:

Se obtuvo rellenando una botella de plástico de 2,27 litros de volumen con una solución de  $^{177}\text{Lu}$ Lu-DOTATATE de 118,21 MBq de actividad neta al momento de la adquisición. Se adquirió el SPECT -CT y se procesó igual que los estudios de los pacientes. Las cuentas se obtuvieron mediante un umbral del 35 % del valor máximo de captación hasta completar el volumen (Ec. 1).

$$F_c (\text{MBq/cuentas}) = \frac{\text{Actividad neta actual del fantoma (MBq)}}{\text{Cuentas totales del fantoma}} \quad (1)$$

### Segmentación, determinación de la actividad, masas y dosis absorbida renales:

Utilizamos tres métodos para segmentar y cuantificar la actividad y dos métodos para obtener la dosis renal absorbida:

#### 1er método SPECT-CT:

A partir del módulo de dosimetría OPEN DOSE del software de distribución libre SLICER 3D [7]. Se exportaron las imágenes de los 6 pacientes en formato DICOM luego

fueron leídos por el software y se cargaron manualmente la actividad, fecha y horario de administración del RF, así como el factor de calibración en ctas/MBq. Se utilizó co-registro elástico para todos los puntos temporales y se segmentaron los riñones utilizando como base el CT del primer día y propagando los VOIs en los días restantes. La segmentación se realizó manualmente y se editó en todos los puntos temporales. La actividad acumulada lo calculó el software vóxel a vóxel con ajuste monoexponencial. El cálculo de la dosis absorbida fue realizado vóxel a vóxel para el volumen renal mediante el método (LED) con estimación de la masa de cada vóxel a partir de la corrección de densidad mediante las unidades Hounsfield del CT. Este fue el método de referencia (Fig. 1).

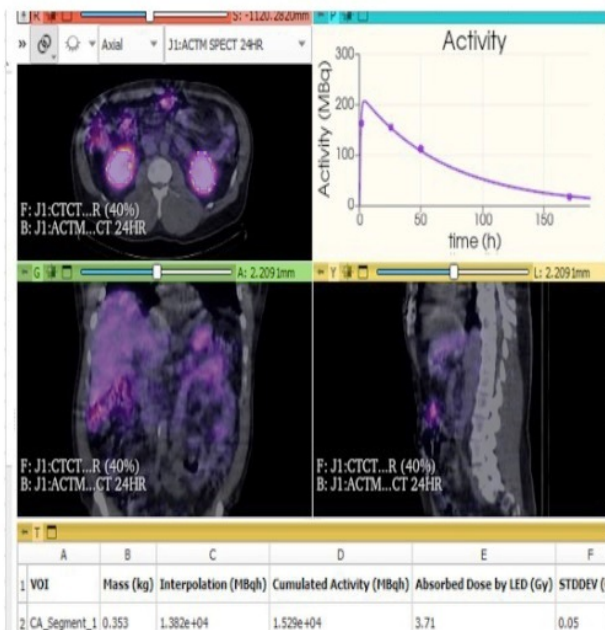


FIG. 1: Segmentación, cuantificación de actividad y dosimetría por método LED (OPEN DOSE).

## 2do método concentración de actividad con imagen de emisión SPECT y volumen por CT:

Para realizar esta fase generamos un programa en lenguaje Matlab 2014a para integrar los cálculos. Se exportaron y se leyeron las imágenes procesadas en formato DICOM, previamente con el software de procesamiento de la cámara: Xeleris, se registraron los SPECT con método rígido. Utilizando el programa en Matlab primero segmentamos los riñones con el CT de manera manual en el plano axial. El programa calcula así el volumen en mililitros y centímetros cúbicos a partir del tamaño del vóxel y la masa de cada riñón a partir de multiplicar el volumen por la densidad del tejido renal [8] que tomamos como 1,05 g/cm<sup>3</sup> (ecuaciones 2 y 3). Una vez realizado este paso segmentamos manualmente el parénquima renal de un solo corte axial, el central de cada volumen temporal del SPECT y las coordenadas de ese VOI se propagaron a los cortes mediales homólogos de cada SPECT en los diferentes tiempos. Utilizando el factor de calibración las cuentas del SPECT son transformadas a actividad por lo que se obtiene en cada VOI renal es la concentración renal de actividad por volumen (CAR, Ec. 4),

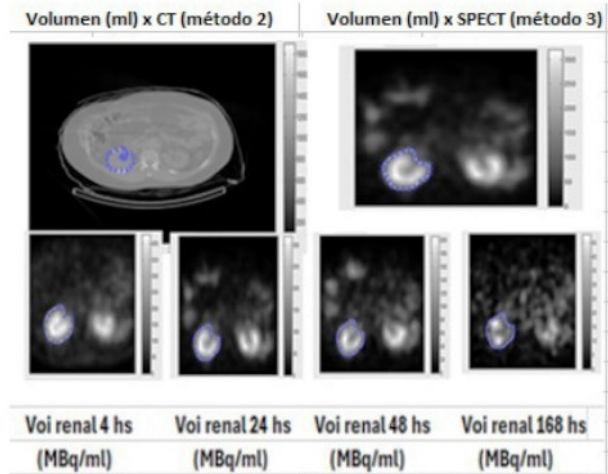


FIG. 2: Arriba determinación del volumen renal total por CT y SPECT (ml). Abajo; propagación de los VOIs (MBq/ml) en los cortes mediales de cada punto temporal del SPECT.

luego el programa multiplica esta concentración por el volumen renal total obtenido por CT para calcular la actividad renal total (ART, Ec. 5). Este método se basa en el supuesto que la concentración de actividad del corte central es una buena aproximación de la concentración renal total (Fig. 2). Se computaron la masa y la actividad de ambos riñones en conjunto para este trabajo.

$$\text{Vol. total renal (ml)} = \sum \text{vóxeles totales por riñón} \times \text{vol. vóxel} \quad (2)$$

$$\text{Masa renal (g)} = \text{Vol. total renal (mL) (CT o SPECT)} \times \text{Densidad renal (g/mL)} \quad (3)$$

$$\text{CAR (MBq/mL)} = \frac{\text{Cuentas renales en el VOI SPECT} \times F_c \text{ (MBq/ctas)}}{\text{Volumen del VOI SPECT (mL)}} \quad (4)$$

$$\text{ART (MBq)} = \text{CAR (MBq/mL)} \times \text{Vol. total renal (mL)} \quad (5)$$

Una vez obtenida la actividad renal total en cada punto temporal se graficó esta actividad normalizada sobre la actividad inyectada en función del tiempo en horas empleando el programa MIRDfit [9], se ajustaron los datos con función monoexponencial para calcular la actividad acumulada ( $\bar{A}$ , Ec. 6). El programa calcula el tiempo de residencia en horas (Ec. 7), el cual fue utilizado junto a la masa renal total para calcular la dosis renal absorbida mediante el software MIRDcalc\_v1.1[10] que utiliza la metodología MIRD estándar (ecuaciones 7, 8 y 9).

$$\text{Actividad acumulada} = \tilde{A} \text{ (MBq-hs)} = \int_0^{\infty} A(t) dt \quad (6)$$

Donde A(t)= ART es la actividad renal a tiempo (t) calculada por la Ec. 5.

$$\text{Tiempo de residencia } (\tau) \text{ (MBq-hs/MBq)} = \frac{\tilde{A}}{A_0} \quad (7)$$

Donde A<sub>0</sub> es la actividad administrada

$$\text{Dosis absorbida promedio en el \u00f3rgano} = \bar{D} \text{ (Gy)} (r_k \leftrightarrow r_h) = (A_0 \times \tau) S(r_k \leftrightarrow r_h) \quad (8)$$

Donde r<sub>h</sub> es el \u00f3rgano emisor y r<sub>k</sub> el \u00f3rgano blanco, para este trabajo consideramos que r<sub>k</sub> y r<sub>h</sub> es el mismo ri\u00f1\u00f3n. El valor 'S' es la tasa de dosis por unidad de actividad (mGy/MBq) y se encuentra tabulada en el programa MIRDcalc para cada radionucleido, \u00f3rgano, sexo y rango etario. Fueron calculados por simulaci\u00f3n de Montecarlo utilizando como modelos an\u00e1tomicos fantomas voxelizados. Los valores S son modificados seg\u00fan la masa calculada por SPECT o CT para cada paciente seg\u00fan la ecuaci\u00f3n:

$$S_{\text{paciente}} = S_{\text{fantoma}} \times \frac{\text{Masa renal del fantoma}}{\text{Masa renal del paciente}} \quad (9)$$

### 3er m\u00e9todo concentraci\u00f3n de actividad con imagen de emisi\u00f3n SPECT y volumen por SPECT:

Los pasos fueron similares al anterior pero el c\u00e1lculo del volumen y masa renal no se bas\u00f3 en el CT sino en el SPECT de 24 hs. Si bien el SPECT es una t\u00e9cnica de baja resoluci\u00f3n espacial y alto ruido. La segmentaci\u00f3n de los ri\u00f1ones por medio de las im\u00e1genes de emisi\u00f3n es posible gracias al menos dos factores: primero la principal v\u00eda de eliminaci\u00f3n del RF es renal y una fracci\u00f3n del mismo es reabsorbido a nivel de los t\u00fabulos proximales. Y segundo los ri\u00f1ones poseen una alta expresi\u00f3n de receptores de somatostatina tipo 2. Todo esto causa una alta captaci\u00f3n del RF a nivel renal que favorece a la obtenci\u00f3n de im\u00e1genes de los ri\u00f1ones, en general, homog\u00e9neas y de alto contraste con respecto al tejido circundante [8]. Esto permite delimitar en muchos casos con precisi\u00f3n el \u00f3rgano de riesgo. Todas las segmentaciones de los tres m\u00e9todos fueron realizadas por un operador con alta experiencia en procesamiento de im\u00e1genes m\u00e9dicas. Finalmente comparamos las masas, actividad acumulada y las dosis absorbidas por los m\u00e9todos 2 y 3 con respecto al m\u00e9todo 1.

## IV. RESULTADOS

### Factor de calibraci\u00f3n:

en la Tabla 3 se resume el c\u00e1lculo del factor de calibraci\u00f3n expresado en MBq/cuentas y cuentas/MBq (Tabla 2).

Se utiliz\u00f3 el factor ctas/MBq para el m\u00e9todo 1 y para el m\u00e9todo 2 y 3 el factor MBq/ctas siendo ambos equivalentes.

Actividad neta MBq	Cuentas SPECT-CT	Tiempo Exploraci\u00f3n (seg.)	Factor Mbq/ctas	Factor ctas/MBq
118,21	1399000	1800	8.45*10 <sup>-5</sup>	11834

TABLA 2: Factor de calibraci\u00f3n para el SPECT-CT.

### Estimaci\u00f3n de las masas renales por los tres m\u00e9todos:

Las masas renales totales, en promedio, fueron muy similares para los 3 m\u00e9todos, no encontr\u00e1ndose, en promedio, diferencias significativas. La mayor diferencia se encontr\u00f3 para los pacientea 3 y el 6 en donde el m\u00e9todo 3 difiere cerca de 12% con respecto a los otros m\u00e9todos. (Tabla 3).

Paciente	Masa renal M\u00e9todo 1 (g)	Masa renal M\u00e9todo 2 (g)	Masa renal M\u00e9todo 3 (g)
1	432	(-2%) 426	(-3%) 421
2	437	(-5%) 416	(-6%) 412
3	492	(+1%) 494	(-12%) 432
4	420	(-1%) 416	(-6%) 396
5	387	(-3%) 376	(+4%) 403
6	432	(+4%) 450	(+12%) 489
<b>Promedios</b>	<b>433,33</b>	<b>429,67</b>	<b>425,5</b>
<b>Desv\u00edo est\u00e1ndar</b>	<b>34</b>	<b>39,54</b>	<b>33,62</b>

TABLA 3: Detalle de las masas renales calculadas para cada paciente. Nota: en rojo se indica las diferencias porcentuales entre el m\u00e9todo 2 y el 1; en azul entre el m\u00e9todo 3 y el 1.

### Actividades acumuladas:

En la Tabla 4 se detalla las actividades acumuladas por paciente y por m\u00e9todo. Se observa que para los pacientes 2 y 4 se alcanzan las m\u00e1ximas diferencias porcentuales. Cuando se analiza por m\u00e9todo, en promedio, no se encontraron diferencias estad\u00edsticamente significativas (Fig. 3).

Paciente	MBq-hs m\u00e9todo 1	MBq-hs m\u00e9todo 2	MBq-hs m\u00e9todo 3
1	15300	(+9,5%) 16921	(+18,5%) 18129
2	5874	(+23%) 7215	(+37,5%) 8080
3	21741	(+8%) 23481	(-6%) 20555
4	12875	(-13%) 11207	(-22%) 10031
5	20940	(+4,3%) 21855	(+12%) 23424
6	13246	(+12%) 14850	(+15%) 15260
<b>Promedio</b>	<b>14996</b>	<b>15921,5</b>	<b>15013,67</b>
<b>Desv\u00edo est\u00e1ndar</b>	<b>5859,87</b>	<b>6205,3</b>	<b>5987,55</b>

TABLA 4: Actividad acumulada por paciente y por m\u00e9todo. En rojo diferencias entre m\u00e9todo 2 y 1; en azul entre m\u00e9todo 3 y 1.

### Estimaci\u00f3n de los tiempos de residencia por m\u00e9todos 1, 2 y 3:

En promedio los tiempos de residencia fueron similares para los 3 m\u00e9todos. En la comparaci\u00f3n intrapaciente se destaca que para el paciente 2 los m\u00e9todos 2 y 3 sobrestimaron en m\u00e1s del 20% el tiempo de residencia con respecto al m\u00e9todo 1. Mientras que para el paciente 4 el m\u00e9todo 3 subestim\u00f3 en m\u00e1s del 20% el tiempo de residencia con respecto al m\u00e9todo 1 (Tabla 5).

### Estimaci\u00f3n de la Dosis absorbida calculado para cada m\u00e9todo:

En general para todos los pacientes las dosis absorbidas renales totales resultaron en el mismo orden de magnitud para los 3 m\u00e9todos (Fig. 4). Resultando en una sobreestimaci\u00f3n m\u00e1xima del 13% para el paciente 3 con el m\u00e9todo

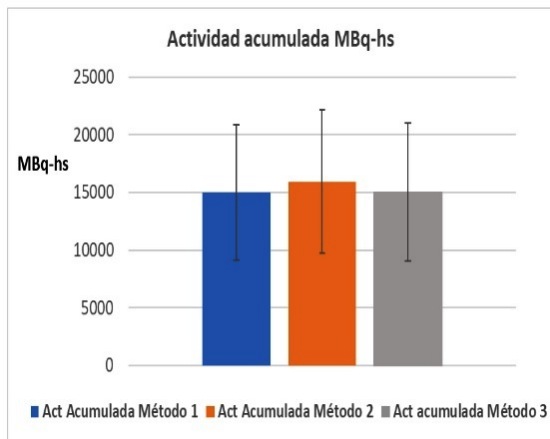


FIG. 3: Actividad acumulada MBq-hs promedio y desvío estándar discriminado por método.

Paciente	Actividad Iny MBq	Tiempo de residencia Hs. Método 1	Tiempo de residencia Hs. Método 2	Tiempo de residencia Hs. Método 3
1	7554	2,02	2,24	2,4
2	7215	0,81	1,00	1,12
3	7906	2,74	2,97	2,6
4	6918	1,86	1,62	1,45
5	6280	3,33	3,48	3,73
6	7000	1,89	2,12	2,18
<b>Promedio</b>	<b>7145,5</b>	<b>2,11</b>	<b>2,24</b>	<b>2,25</b>
<b>Desvío estándar</b>	<b>560,73</b>	<b>0,86</b>	<b>0,89</b>	<b>0,92</b>

TABLA 5: Detalle de los tiempos de residencia calculados para cada paciente discriminado para los métodos 1, 2 y 3.

2 y 3 con respecto al método 1, mientras que para el paciente 4 se alcanza la máxima subestimación (13%) para el método 3 con respecto al método 1 (Tabla 6).

Paciente	Dosis(Gy) Método 1	Dosis(Gy) Método 2	Dosis(Gy) Método 3
1	3,41	3,37	3,65
2	1,45	1,5	1,6
3	3,53	4,04	4,03
4	2,44	2,24	2,14
5	4,54	4,9	4,7
6	2,94	2,8	2,65
<b>Promedio</b>	<b>3,05</b>	<b>3,14</b>	<b>3,12</b>
<b>Desvío estándar</b>	<b>1,05</b>	<b>1,23</b>	<b>1,19</b>

TABLA 6: Dosis renal absorbida por cada método de cálculo para cada paciente.

## V. CONCLUSIONES

A partir del análisis de las variables obtenidas mediante los tres métodos se constató lo siguiente: en promedio las masas renales estimadas por las 3 estrategias de cálculo no difieren significativamente, siendo los métodos 2 y 3 muy similares entre sí. Para estos dos casos es fundamental la determinación del volumen total renal. La volumetría a partir del SPECT en promedio fue similar a la obtenida por el CT, eso es posible gracias a que se cumplió el supuesto que la captación del RF., es decir, en general fue homogénea en los riñones de los pacientes y correlaciona muy bien con la información anatómica del CT. Al contrario de lo que se podría esperar el volumen por SPECT en 4 de 6 pacientes no fue sobreestimado lo que puede explicarse al menos por dos factores: que la captación del radiofármaco, aunque en

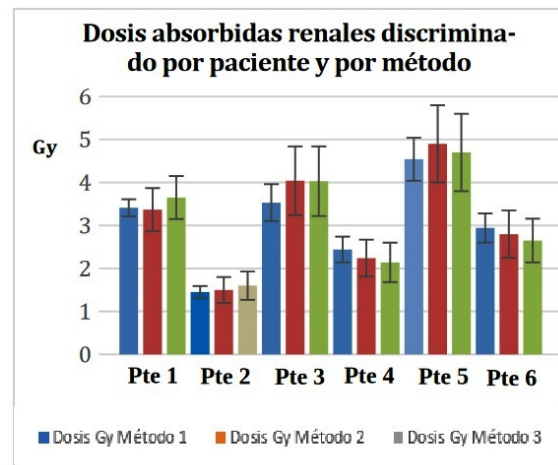


FIG. 4: Dosis renales absorbidas para cada paciente discriminado por método.

general homogénea en el riñón muchas veces es algo menor al volumen anatómico visualizado por la CT. Por otro lado, el efecto de volumen parcial afecta en menor medida a estructuras mayores a 100 centímetros cúbicos[11]. Este efecto puede causar sobrestimación de los volúmenes de órganos por SPECT.

En la mayoría de los pacientes la actividad acumulada calculada por los métodos 2 y 3 fue mayor con respecto al método 1 lo cual es esperable porque en estos casos se tomó el corte de mayor concentración de actividad para calcular la actividad total. Pese a ello y a utilizar dos métodos de determinación de dosis diferentes los valores de dosis absorbida fueron similares en promedio para los tres métodos. Este resultado constata que para estructuras con captación homogénea, densidad aproximadamente uniforme y radionucleidos cuyo rango de emisión de las partículas B- se encuentra en el orden del tamaño del vóxel; la metodología MIRD estándar puede arrojar valores similares al de deposición local de dosis. El cálculo de la actividad renal total a partir de la concentración de actividad tomando el corte medial del SPECT como muestra de todo el volumen resultó en una muy buena aproximación dado que las dosis absorbidas en promedio no difieren con respecto al método de cuantificación de todo el volumen. La cuantificación de todas las variables que determinan la dosis absorbida mediante metodología MIRD utilizando solo imágenes SPECT puede ser factible si la captación renal es homogénea y los riñones no se superponen de manera significativa con otros órganos. No obstante, sigue siendo lo más recomendado utilizar imágenes anatómicas como CT de alta resolución o MRI para estimar con exactitud el volumen lo que aumenta la robustez del procedimiento. Con respecto al software OPEN DOSE hay que destacar que, si bien no es un software aprobado aún para su uso clínico, está siendo aceptado masivamente por la comunidad científica para investigación en dosimetría interna.

Si bien el método recomendado para la estimación de la dosis absorbida en órganos de riesgo para tratamientos con  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTATATE}$  es el voxelizado con SPECT-CT. La metodología utilizada en este trabajo puede ser una alternativa viable para servicios con equipos SPECT sin CT o

CT no diagnósticos. En equipos SPECT no híbridos debería considerarse además métodos alternativos de corrección de la atenuación.

En futuros trabajos nos proponemos estudiar el efecto del cálculo mediante los métodos 2 y 3 para cada uno de los tratamientos de los pacientes, así como utilizar métodos automáticos o semiautomáticos de segmentación para minimizar la variabilidad del observador.

## REFERENCIAS

- [1] National Nuclear Data Center. *NuDat 2.6* <https://www.nndc.bnl.gov/nudat2/> (2015).
- [2] K. Sjögreen Gleisner, N. Chouin, P. M. Gabina, F. Ciccone, S. Gnesin, C. Stokke, M. Konijnenberg, M. Cremonesi, F. A. Verburg, P. Bernhardt, U. Eberlein y J. Gear. EANM dosimetry committee recommendations for dosimetry of <sup>177</sup>Lu-labelled somatostatin-receptor- and PSMA-targeting ligands. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* **49**, 1778-1809 (2022). <http://dx.doi.org/10.1007/s00259-022-05727-7>.
- [3] B. Emami, J. Lyman, A. Brown, L. Cola, M. Goitein, J. Munzenrider, B. Shank, L. Solin y M. Wesson. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *International Journal of Radiation Oncology\*Biophysics* **21**, 109-122 (1991). [http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016\(91\)90171-y](http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016(91)90171-y).
- [4] M. Ljungberg y K. Sjögreen-Gleisner. The accuracy of absorbed dose estimates in tumours determined by Quantitative SPECT: A Monte Carlo study. *Acta Oncologica* **50**, 981-989 (2011). <http://dx.doi.org/10.3109/0284186X.2011.584559>.
- [5] M. Sandström, U. Garske, D. Granberg, A. Sundin y H. Lundqvist. Individualized dosimetry in patients undergoing therapy with <sup>177</sup>Lu-DOTA-D-Phe1-Tyr3-octreotate. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* **37**, 212-225 (2009). <http://dx.doi.org/10.1007/s00259-009-1216-8>.
- [6] X. Hou, W. Zhao, J.-M. Beaugard y A. Celler. Personalized kidney dosimetry in <sup>177</sup>Lu-octreotate treatment of neuroendocrine tumours: a comparison of kidney dosimetry estimates based on a whole organ and small volume segmentations. *Physics in Medicine & Biology* **64**, 175004 (2019). <http://dx.doi.org/10.1088/1361-6560/ab32a1>.
- [7] J.-A. Fragoso-Negrín, A. Vergara-Gil, A. Rahman Hakim, D. Hardiansyah, G. Glatting, L. Ferrer, N. Varmenot, L. Santoro, S. Veloza-Awad, K. Hébert, E. Deshayes y M. Bardiès. OpenDose3D: A Free, Open-Source Clinical Dosimetry Software for Patient-Specific Dosimetry. *Journal of Nuclear Medicine*, *jnumed.125.269539* (2025). <http://dx.doi.org/10.2967/jnumed.125.269539>.
- [8] J. Valentin. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values: ICRP Publication 89: Approved by the Commission in September 2001. *Annals of the ICRP* **32**, 1-277 (2002). [http://dx.doi.org/10.1016/S0146-6453\(03\)00002-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0146-6453(03)00002-2).
- [9] L. M. Carter, J. C. Ocampo Ramos, S. B. Schuerle, H. Marquis, M. Lassmann, W. E. Bolch y A. L. Kesner. MIRD Pamphlet No. 30: MIRDfit—A Tool for Fitting of Biodistribution Time–Activity Data for Internal Dosimetry. *Journal of Nuclear Medicine* **65**, 1808-1814 (2024). <http://dx.doi.org/10.2967/jnumed.124.268011>.
- [10] L. M. Carter, J. C. Ocampo Ramos, E. A. Olguin, J. L. Brown, D. Lafontaine, D. W. Jokisch, W. E. Bolch y A. L. Kesner. MIRD Pamphlet No. 28, Part 2: Comparative Evaluation of MIRDcalc Dosimetry Software Across a Compendium of Diagnostic Radiopharmaceuticals. *Journal of Nuclear Medicine* **64**, 1295-1303 (2023). <http://dx.doi.org/10.2967/jnumed.122.264230>.
- [11] J. Tran-Gia, S. Schlögl y M. Lassmann. Design and Fabrication of Kidney Phantoms for Internal Radiation Dosimetry Using 3D Printing Technology. *Journal of Nuclear Medicine* **57**, 1998-2005 (2016). <http://dx.doi.org/10.2967/jnumed.116.178046>.