

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS**

**Máster en Física Biomédica**



**TRABAJO DE FIN DE MÁSTER**

Desarrollo de una aplicación para el análisis cuantitativo de imágenes  
SPECT/CT del maniquí NEMA Body.

Development of an application for quantitative analysis of SPECT/CT images  
using NEMA Body phantom.

**Natalia Villas Lobo**

Tutores:

José Luis Contreras González y Luis Carlos Martínez Gómez

Curso académico 2025-26



## Declaración Responsable sobre Autoría y Uso Ético de Herramientas de Inteligencia Artificial (IA)

Yo, **Natalia Villas Lobo**,

con DNI **54351844S**,

declaro de manera responsable que el/la presente:

- ☐ Trabajo de Fin de Grado (TFG)
- ☒ **Trabajo de Fin de Máster (TFM)**
- ☐ Tesis Doctoral

Titulado:

**Desarrollo de una aplicación para el análisis cuantitativo de imágenes SPECT/CT del maniquí NEMA Body.,**

es el resultado de mi trabajo intelectual personal y creativo, y ha sido elaborado de acuerdo con los principios éticos y las normas de integridad vigentes en la comunidad académica y, más específicamente, en la Universidad Complutense de Madrid.

Soy, pues, autor del material aquí incluido y, cuando no ha sido así y he tomado el material de otra fuente, lo he citado o bien he declarado su procedencia de forma clara -incluidas, en su caso, herramientas de inteligencia artificial-. Las ideas y aportaciones principales incluidas en este trabajo, y que acreditan la adquisición de competencias, son mías y no proceden de otras fuentes o han sido reescritas usando material de otras fuentes.

Asimismo, aseguro que los datos y recursos utilizados son legítimos, verificables y han sido obtenidos de fuentes confiables y autorizadas. Además, he tomado medidas para garantizar la confidencialidad y privacidad de los datos utilizados, evitando cualquier tipo de sesgo o discriminación injusta en el tratamiento de la información.

En **Madrid**, a **7 de junio de 2026**.

## Resumen:

La evolución de la teranóstica en la medicina personalizada, especialmente mediante el uso del radioisótopo  $^{177}\text{Lu}$  para el diagnóstico y tratamiento dirigido de patologías oncológicas, requiere una elevada precisión y una alta reproducibilidad cuantitativa de las técnicas de imagen tomográfica, como PET y SPECT. El objetivo de este trabajo es el desarrollo de una aplicación de software interactiva en Python para el análisis cuantitativo y la validación de la precisión de sistemas de imagen médica a partir de estudios experimentales con el maniquí NEMA IEC Body Phantom. La metodología implementada permite al usuario importar series DICOM (CT y SPECT), alinear un modelo geométrico bidimensional (maniquí digital) con las imágenes anatómicas y funcionales, e introducir las actividades reales de calibración. De forma automática, el sistema selecciona el corte óptimo y calcula parámetros de calidad de imagen esenciales, como el contraste porcentual (Q) y los factores de recuperación (RC). Además, el software evalúa la fiabilidad de los resultados mediante la combinación de las incertidumbres estadística y geométrica por subpíxeles. Esta herramienta, orientada a las necesidades del Servicio de Radiofísica del Hospital Universitario 12 de Octubre, proporciona un método eficiente, reproducible y adaptable al entorno hospitalario real, favoreciendo la optimización de los procesos de control de calidad, calibración y dosimetría clínica.

## Abstract:

The evolution of theranostics in personalized medicine—particularly through the use of the radioisotope  $^{177}\text{Lu}$  for the diagnosis and targeted treatment of cancer—requires high precision and high quantitative reproducibility in tomographic imaging techniques such as PET and SPECT. The objective of this study is to develop an interactive software application in Python for the quantitative analysis and validation of the accuracy of medical imaging systems based on experimental studies using the NEMA IEC Body Phantom. The implemented methodology allows the user to import DICOM series (CT and SPECT), align a two-dimensional geometric model (digital phantom) with the anatomical and functional images, and enter the actual calibration activities. The system automatically selects the optimal slice and calculates essential image quality parameters, such as percentage contrast (Q) and recovery factors (RC). In addition, the software evaluates the reliability of the results by combining statistical and geometric uncertainties on a subpixel basis. This tool, tailored to the needs of the Radiophysics Department at the 12 de Octubre University Hospital, provides an efficient, reproducible method adaptable to the real hospital environment, facilitating the optimization of quality control, calibration, and clinical dosimetry processes.

# Contenidos

|          |                                                                |           |
|----------|----------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1</b> | <b>Introducción</b>                                            | <b>2</b>  |
| 1.1      | Imagen en Medicina Nuclear . . . . .                           | 2         |
| 1.1.1    | PET . . . . .                                                  | 2         |
| 1.1.2    | SPECT . . . . .                                                | 3         |
| 1.2      | El radioisótopo Lutecio-177 ( $^{177}\text{Lu}$ ) . . . . .    | 3         |
| 1.2.1    | Propiedades . . . . .                                          | 4         |
| 1.2.2    | Producción . . . . .                                           | 4         |
| 1.2.3    | Uso en teranóstica . . . . .                                   | 5         |
| 1.3      | El maniquí NEMA IEC Body Phantom <sup>TM</sup> . . . . .       | 5         |
| 1.4      | Fundamentos físicos de la cuantificación SPECT. . . . .        | 6         |
| <b>2</b> | <b>Objetivo</b>                                                | <b>7</b>  |
| <b>3</b> | <b>Metodología</b>                                             | <b>7</b>  |
| 3.1      | Datos de entrada . . . . .                                     | 8         |
| 3.2      | Procesamiento de imágenes . . . . .                            | 8         |
| 3.2.1    | Definición del maniquí digital y regiones de interés . . . . . | 9         |
| 3.3      | Cálculo de parámetros cuantitativos . . . . .                  | 10        |
| 3.3.1    | Contraste porcentual (Q) . . . . .                             | 10        |
| 3.3.2    | Factores de recuperación (RC) . . . . .                        | 11        |
| 3.4      | Estimación de incertidumbres . . . . .                         | 11        |
| 3.5      | Representación de resultados. . . . .                          | 12        |
| 3.6      | Implementación . . . . .                                       | 13        |
| <b>4</b> | <b>Resultados y discusión</b>                                  | <b>14</b> |
| <b>5</b> | <b>Conclusiones</b>                                            | <b>18</b> |
|          | <b>Bibliografía</b>                                            | <b>19</b> |
|          | <b>Anexo. Manual de usuario</b>                                | <b>20</b> |

# 1 Introducción

La medicina nuclear constituye una herramienta fundamental en la práctica clínica, y su constante innovación en radiofármacos y equipos ha dado lugar a un aumento significativo en el diagnóstico y tratamiento de múltiples patologías. Según la World Nuclear Association [1], se realizan más de 40 millones de procedimientos de medicina nuclear cada año en todo el mundo.

En el ámbito oncológico, la posibilidad de marcar un mismo fármaco o fármacos similares con radionúclidos emisores  $\gamma$  o de positrones para aplicaciones diagnósticas (PET/SPECT), o con emisores  $\beta^-$  o  $\alpha$  para fines terapéuticos, ha constituido la base fundamental de la teranóstica [2], un neologismo derivado de la combinación de "Terapia" y "Diagnóstico". Este enfoque se basa en utilizar la misma molécula tanto para la obtención de imágenes como para la terapia, mediante la conjugación de radionúclidos terapéuticos dirigidos a las lesiones previamente identificadas. En este contexto, la combinación del diagnóstico por imagen y la terapia dirigida ha impulsado el desarrollo de estrategias de medicina personalizada, en las que la selección del tratamiento puede basarse directamente en la información funcional de las imágenes.

De este modo, la implementación clínica de la teranóstica requiere que las imágenes no solo aporten información cualitativa, sino también cuantitativa y reproducible. Por ello, es necesario desarrollar procedimientos de calibración que permitan obtener medidas fiables de la concentración del radiofármaco en los órganos, lo que permitirá realizar una comparación adecuada entre estudios y una interpretación adecuada de los resultados.

## 1.1 Imagen en Medicina Nuclear

La medicina nuclear es una especialidad médica que emplea isótopos radiactivos de forma controlada para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades. A diferencia de otras técnicas de imagen, la medicina nuclear proporciona información funcional que representa la actividad captada por los órganos del cuerpo [3].

En función del tipo de radionúclido empleado, las principales modalidades de imagen en medicina nuclear son la tomografía por emisión de positrones (PET) y la tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT). Hoy en día, estas modalidades suelen combinarse con técnicas anatómicas, como la tomografía computarizada (CT) o la resonancia magnética (MRI), para mejorar la precisión diagnóstica.

### 1.1.1 PET

La técnica PET es el método más específico y sensible para visualizar interacciones y procesos moleculares en el cuerpo humano [4]. Esta modalidad se basa en radionúclidos que decaen convirtiendo un protón en un neutrón y liberando un positrón en el proceso. Este último puede interactuar con un electrón cercano, produciendo una aniquilación que da lugar a dos fotones de 511 keV con un ángulo de aproximadamente  $180^\circ$ . Estos pares de fotones son detectados por el escáner PET para generar una imagen [5].

La utilidad de esta técnica se debe a su alta sensibilidad y a la posibilidad de emplear una amplia gama de radionúclidos emisores de positrones para marcar biomarcadores y fármacos específicos sin alterar su función biológica. Además, la radiación emitida por los marcadores PET puede detectarse con gran especificidad sobre el fondo de radiación natural [6].

Gracias a estas propiedades, la imagen PET permite obtener información funcional in vivo para visualizar y cuantificar procesos fisiológicos como la perfusión, el metabolismo o la síntesis de proteínas. Actualmente, esta modalidad se utiliza de forma rutinaria en equipos híbridos PET/CT o PET/RM, que combinan información funcional y anatómica para mejorar la localización y caracterización de las lesiones [7].

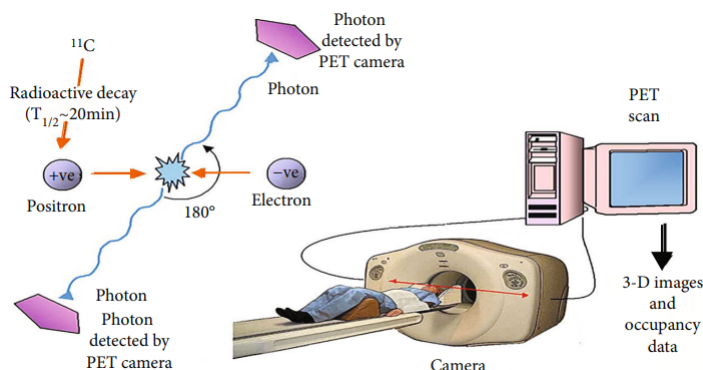


Figure 1: Principio básico de la exploración PET. (1) un positrón es emitido por la desintegración radiactiva de un radioisótopo; (2) este positrón colisiona con un electrón presente en el tejido a analizar y se generan dos fotones de baja energía; (3) en la cámara PET hay cristales centelleadores que absorben estos fotones emitidos; (4) se produce luz, que posteriormente se convierte en otra señal, utilizada por el sistema informático para generar imágenes tridimensionales [8].

### 1.1.2 SPECT

El SPECT es una técnica de imagen avanzada que utiliza isótopos emisores de rayos gamma para obtener representaciones tridimensionales de alta precisión. Durante la adquisición, la gammacámara registra múltiples proyecciones bidimensionales desde diferentes ángulos alrededor del paciente. Posteriormente, estas proyecciones se reconstruyen mediante algoritmos computacionales para generar imágenes tridimensionales de la región de interés [8].

En comparación con la imagen PET, la tecnología SPECT presenta una menor sensibilidad debido al uso de colimadores. Como consecuencia, las imágenes obtenidas presentan una menor resolución espacial, más atenuación y más artefactos por dispersión, lo que se traduce en una peor capacidad diagnóstica. Sin embargo, las ventajas que presenta la imagen PET conllevan un coste muy alto que limita su disponibilidad. La mayoría de los radioisótopos emisores de positrones tienen vidas medias cortas y requieren su producción in situ mediante ciclotrones, mientras que los radiofármacos utilizados en SPECT son más fáciles de producir y distribuir y presentan vidas medias más largas. Esto permite estudiar procesos biológicos durante largos periodos tras la administración del trazador. Además, los equipos SPECT son bastante más asequibles que los PET. Todo ello mantiene a la SPECT como una herramienta ampliamente utilizada en la práctica clínica [9].

## 1.2 El radioisótopo Lutecio-177 ( $^{177}\text{Lu}$ )

La terapia con radionúclidos, basada en la administración de radiofármacos, tiene una trayectoria de más de setenta años. El desarrollo de nuevos y mejores enfoques para este tipo de terapia es actualmente una de las áreas de investigación más activas en radiofarmacia, lo que da lugar a la creación de radiofármacos moleculares dirigidos a receptores y a derivados del sistema inmunitario,

así como a nuevos radionúclidos terapéuticos [10].

En este contexto, la identificación de radionúclidos con propiedades físicas y químicas adecuadas es fundamental para el avance de las terapias dirigidas. El  $^{177}\text{Lu}$  se ha convertido en uno de los radionúclidos más prometedores. En los últimos años, este radionúclido ha mostrado un gran potencial en los ámbitos de la investigación y la clínica para su uso en diversos procedimientos terapéuticos [11].

### 1.2.1 Propiedades

La selección de un radionúclido intrínsecamente teranóstico, que pueda usarse dentro del mismo compuesto para diagnóstico y terapia, se basa principalmente en sus características de desintegración nuclear. Además, debe presentar propiedades químicas adecuadas que permitan su unión estable al quelante del radiofármaco, evitando la liberación del radionucleido, lo que puede ser un problema. Sin embargo, su éxito en el contexto clínico real también depende de la viabilidad de su producción a gran escala con una pureza aceptable, así como de la logística de suministro. En este sentido, el  $^{177}\text{Lu}$  presenta numerosas ventajas frente a otros radiometales intrínsecamente teranósticos [12].

El  $^{177}\text{Lu}$  pertenece al grupo de los lantánidos. En su desintegración, con una vida media de 6,7 días, emite radiación  $\beta^-$  con una energía máxima de 0.49 MeV [13]. Las partículas  $\beta^-$  se utilizan principalmente para el tratamiento de enfermedades como el cáncer de próstata, ya que liberan energía con un alcance medio de 670  $\mu\text{m}$  en tejido blando, lo que reduce significativamente el daño a las células sanas que rodean al tumor. Por otro lado, en las desintegraciones del  $^{177}\text{Lu}$  también se emiten dos fotones gamma característicos, de 208 y 113 keV, que se emplean como fuente de señal en SPECT. Estas emisiones se emplean principalmente para la adquisición de imágenes y el análisis dosimétrico [14].

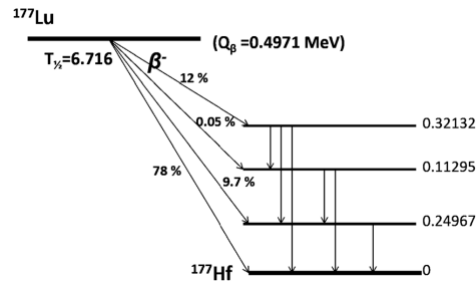


Figure 2: Esquema simplificado del decaimiento del Lutecio-177 [11].

Estas características lo convierten en un radioisótopo especialmente adecuado para la terapia. El alcance medio en tejido blando de las partículas  $\beta^-$  permite depositar la energía en volúmenes tumorales pequeños y micrometástasis. Además, su vida media favorece la preparación, el control de calidad y la distribución de los radiofármacos, mientras que su estado de oxidación estable (+3) [11] le permite unirse a una amplia variedad de moléculas, lo que mejora sus aplicaciones terapéuticas.

### 1.2.2 Producción

El  $^{177}\text{Lu}$  es uno de los pocos radioisótopos que pueden producirse tanto en ciclotrones como en reactores nucleares.

La producción de  $^{177}\text{Lu}$  en ciclotrón se basa en la irradiación del iterbio (Yb):  $^{176}\text{Yb}(d, n)^{177}\text{Lu}$  y

$^{176}\text{Yb}(d, p)^{177}\text{Yb} \rightarrow ^{177}\text{Lu} (\beta^-)$ . Aun así, esta vía ha sido poco explotada debido al bajo rendimiento, limitando su aplicación a gran escala. La producción en reactores nucleares es la vía más utilizada a nivel mundial. Existen dos ramas principales: una directa y otra indirecta. El método directo se basa en la reacción  $^{176}\text{Lu}(n, \gamma)^{177}\text{Lu}$  y el indirecto utiliza la reacción  $^{176}\text{Yb}(n, \gamma)^{177}\text{Yb} \rightarrow ^{177}\text{Lu} (\beta^-)$ [12]. El procesamiento posterior en la ruta directa consiste únicamente en la disolución del blanco irradiado. En cambio, en la indirecta se requiere una separación radioquímica. Esta separación es compleja porque el iterbio y el lutecio se parecen mucho, pero permite obtener  $^{177}\text{Lu}$  sin portador y libre de la impureza de larga vida media, que es el  $^{177m}\text{Lu}$ .

Por otro lado, se ha estudiado la producción de  $^{177}\text{Lu}$  mediante aceleradores de protones, utilizando blancos de tantalio (Ta) y de hafnio (Hf). Sin embargo, debido a las bajas secciones eficaces y a la coproducción de otros isótopos de lutecio, este enfoque presenta varias limitaciones.

### 1.2.3 Uso en teranóstica

Entre 2016 y 2018, la FDA (Food and Drug Administration) aprobó sucesivamente  $[^{68}\text{Ga}]\text{Ga-DOTA-TATE}$  y  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTA-TATE}$  para el diagnóstico y tratamiento de tumores neuroendocrinos bien diferenciados (NETs). Más tarde, en 2022, se aprobó  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-PSMA-617}$  para el tratamiento de pacientes con cáncer de próstata metastásico resistente a la castración (mCRPC). Este radiofármaco ha impulsado la aplicación de la teranóstica en medicina nuclear y ha abierto nuevas perspectivas de desarrollo [15].

En este contexto, el uso clínico del  $^{177}\text{Lu}$  ha experimentado una gran expansión en Europa y, especialmente, en España, donde su incorporación a la práctica asistencial se ha consolidado progresivamente en los últimos años. Se han desarrollado iniciativas clínicas y registros de experiencia real con  $^{177}\text{Lu}$ , como el estudio SEPTRALU [16], promovido por la Sociedad Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular, que recoge la aplicación del radioisótopo en pacientes en el ámbito hospitalario. Este tipo de proyectos refleja la transición progresiva desde el uso en ensayos clínicos hacia su consolidación en la práctica asistencial.

Cabe destacar que muchas de las propiedades descritas para el  $^{177}\text{Lu}$  son extrapolables a otros radionúclidos que se usan en teranóstica, como el  $^{90}\text{Y}$  o el  $^{225}\text{Ac}$  [17], actualmente en desarrollo para nuevas estrategias terapéuticas dirigidas.

## 1.3 El maniquí NEMA IEC Body Phantom™

En los últimos años, ha aumentado la demanda de maniqués (phantoms) para escáneres híbridos (PET/CT) y (SPECT/CT) en imagen nuclear. El maniquí se utiliza como parte de la rutina de validación de los escáneres en el proceso de control de calidad, que es obligatorio para validar la imagen cuantitativa PET/CT en la práctica clínica. Su uso abarca desde la aceptación y el control de calidad periódico y caracterización cuantitativa de la imagen hasta las simulaciones de adquisición y la identificación de artefactos [18].

El conjunto NEMA IEC Body Phantom™ es un maniquí *corporal* que contiene un inserto pulmonar cilíndrico en el centro y un inserto con seis esferas de distintos tamaños. Está diseñado de acuerdo con las recomendaciones de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) y modificado por la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA) de EEUU.

Las seis esferas rellenas tienen diámetros internos de 10, 13, 17, 22, 28 y 37 mm, y un espesor de pared inferior o igual a 1 mm. Estas esferas pueden rellenarse mediante conductos cilíndricos conectados al exterior. El cilindro diseñado para simular la atenuación del tejido pulmonar se



rellena con un material de bajo número atómico y una densidad media de  $0,30 \pm 0,10$  g/cc, tiene un diámetro exterior de  $50 \pm 2$  mm y un espesor de pared inferior a 4 mm [19]. El inserto se coloca centrado en el interior del maniquí corporal y se extiende a lo largo de todo su eje axial, reproduciendo así las condiciones de atenuación propias del tórax humano. Además, el volumen restante del maniquí, excluyendo las esferas y el inserto pulmonar, puede rellenarse con un líquido adecuado o con una disolución que contenga una concentración reducida del radioisótopo utilizado. Esto permite simular la actividad de fondo presente en el cuerpo humano y reproducir condiciones más realistas de adquisición clínica.



(a) NEMA IEC PET Body Phantom (NU2 2018)™ [19]



(b) NEMA IEC PET Body / CT Lid with Hollow Spheres [19]

Figure 3

El uso de este maniquí permite simular estudios de imagen de abdomen o tórax, mediante técnicas SPECT o PET. Por otro lado, se emplea para evaluar la calidad de la imagen reconstruida, lo cual es fundamental para optimizar los protocolos de adquisición. En este marco, las esferas del maniquí se utilizan para simular lesiones *frías* y *calientes*. Se denominan lesiones frías a aquellas regiones sin actividad radiactiva (rellenadas con agua), mientras que las lesiones calientes corresponden a regiones con captación de radiofármaco, es decir, con actividad radiactiva elevada. A partir de las imágenes adquiridas con este maniquí, es posible calcular parámetros de contraste de las lesiones frías o calientes con el fondo, los cuales se emplean como indicadores cuantitativos de la calidad de la imagen. Estos parámetros permiten evaluar el rendimiento del sistema de imagen en condiciones que imitan de forma realista la práctica clínica en estudios de SPECT o PET de cuerpo completo [20].

#### 1.4 Fundamentos físicos de la cuantificación SPECT.

La resolución espacial de un sistema de imagen en Medicina Nuclear se define como el tamaño (anchura a mitad de altura o FWHM) que tiene la imagen de un objeto puntual. Debido a las limitaciones físicas intrínsecas de los equipos SPECT, esta resolución suele ser baja, lo que tiene consecuencias directas no solo en el detalle visual, sino en la precisión de la cuantificación. Cuando un sistema no puede transmitir altas frecuencias espaciales, los bordes bruscos de los objetos se transforman en transiciones graduales en la imagen. Este fenómeno de difuminado provoca que, en objetos con dimensiones similares a la resolución espacial, se produzcan dos efectos críticos. Por un lado, el *spill-out*, en el que las cuentas que deberían estar dentro de un objeto con actividad se “derraman” hacia el fondo, provocando una infraestimación de la actividad real. Y, por otro lado, el *spill-in*, en el que las cuentas de un fondo “caliente” invaden la imagen de un objeto frío,

sobreestimando su actividad [21].

En la práctica, la actividad medida en la imagen se ve alterada siempre que el tamaño de la región de interés sea inferior a 4 veces la resolución espacial del sistema. Este conjunto de fenómenos se conoce como Efecto de Volumen Parcial (PVE). Para caracterizar estas desviaciones y validar la precisión de los sistemas SPECT/CT es fundamental emplear métricas estandarizadas que permitan cuantificar la pérdida de información. En este trabajo se utilizan dos parámetros, el contraste porcentual (Q) y los factores de recuperación (RC). La caracterización de estos coeficientes es lo que permite optimizar los protocolos de reconstrucción y asegurar que los datos obtenidos sean fiables para la dosimetría clínica personalizada [21].

## 2 Objetivo

El objetivo de este trabajo es desarrollar una aplicación de software orientada al análisis cuantitativo de imágenes SPECT de estudios experimentales realizados con el maniquí NEMA IEC Body Phantom, ampliamente utilizado en la evaluación y estandarización de sistemas de imagen médica. Este tipo de maniquí proporciona un entorno controlado en el que se conocen tanto la geometría como la distribución de la actividad, lo que permite comparar los valores medidos con los valores reales. Se pretende evaluar, caracterizar y validar la precisión cuantitativa del sistema en estudios realizados con  $^{177}\text{Lu}$ .

El desarrollo de esta aplicación busca proporcionar una herramienta robusta, reproducible y adaptable tanto a entornos clínicos como a entornos de investigación, capaz de calcular parámetros cuantitativos a partir de las imágenes adquiridas. En particular, se centra en la estimación de los factores de recuperación (Recovery Coefficients, RC) y los factores de contraste porcentual (Percent Contrast Coefficients, Q), así como en el análisis de la dependencia de estos factores con el tamaño de las estructuras, facilitando una mejor comprensión del rendimiento del sistema.

La aplicación ha sido diseñada con un enfoque práctico, priorizando su carácter interactivo y su facilidad de uso, de modo que puede utilizarse de forma eficiente por el personal del servicio de Radiofísica. A su vez, se ha desarrollado teniendo en cuenta su integración en los equipos informáticos disponibles en el entorno hospitalario, garantizando su operatividad en condiciones reales de trabajo. De esta forma, la aplicación contribuirá a optimizar los procesos de calibración, validación y control de calidad, proporcionando una mayor fiabilidad, reproducibilidad y comparabilidad en la interpretación de los estudios y en la toma de decisiones clínicas. En particular, su desarrollo se ha orientado a las necesidades y la actividad actual del Hospital Universitario 12 de Octubre, lo que refuerza su aplicabilidad en un contexto clínico real.

## 3 Metodología

La aplicación, desarrollada en Python, se basa en una interfaz gráfica de usuario basada en librerías de software público, que se describen en detalle en el apartado 3.6. El proceso parte de las imágenes realizadas con el maniquí y los datos que las caracterizan (radioisótopo usado, concentración, etc). El análisis lo realiza un operador mediante una serie de pasos que permiten alinear el modelo del maniquí (*maniquí virtual*) con las imágenes CT y SPECT; luego, el programa calcula automáticamente los parámetros de interés. El operador:

1. selecciona la serie DICOM del CT (multicorte) y el estudio SPECT correspondiente.

2. identifica, usando controles interactivos, el corte del CT correspondiente al centro de las esferas, donde el maniquí presenta su mayor definición estructural.
3. superpone el modelo del maniquí sobre la imagen CT ajustando su posición y, si es necesario, su orientación.
4. activa la visualización del SPECT para comprobar la concordancia entre la distribución de actividad y la geometría del phantom.
5. introduce las actividades y volúmenes de las disoluciones correspondientes a esferas y fondo.

A continuación, el sistema selecciona automáticamente el corte SPECT óptimo, definido como el más cercano al que atraviesa el centro de las esferas, y calcula los coeficientes cuantitativos (Q y RC, ver sección 3.3), generando gráficos y tablas de resultados. Por último, el programa permite guardar los resultados en formato numérico (.csv) e imagen (.png) para su posterior análisis.

### 3.1 Datos de entrada

El análisis se realiza a partir de dos imágenes del maniquí correspondientes al mismo estudio:

- Imagen SPECT reconstruida (cortes transversales) adquirida con  $^{177}\text{Lu}$ , que proporciona la distribución espacial de la actividad radiotrazadora.
- Imagen CT correspondiente, utilizada como referencia anatómica para la correcta localización de las estructuras de interés.

Además, se debe incluir la información sobre la actividad radiactiva con la que se llenó el maniquí en el estudio. En particular, se requieren los siguientes parámetros:

- Actividad de la disolución utilizada para rellenar las esferas (MBq).
- Volumen de la disolución utilizada para rellenar las esferas (mL).
- Actividad total de la disolución utilizada para rellenar el compartimento de fondo (MBq).
- Volumen total de la disolución utilizada para rellenar el compartimento de fondo (mL).

Estos parámetros constituyen la referencia necesaria para la evaluación cuantitativa, ya que permiten calcular los valores reales de la actividad en cada región del maniquí.

Todas las imágenes se importan en formato DICOM, lo que garantiza la integridad de los datos. De ellas no solo se extraen los valores de intensidad de los vóxeles que conforman las imágenes, sino también los metadatos asociados, como el tamaño de los vóxeles, la resolución espacial, la orientación de la imagen y los parámetros de adquisición. Esta información es importante para asegurar una interpretación adecuada de los datos y la coherencia en el análisis.

### 3.2 Procesamiento de imágenes

Las imágenes SPECT y CT se cargan mediante librerías especializadas y se convierten en matrices tridimensionales para su posterior procesamiento.

En el caso del CT, la serie completa se reconstruye a partir de los archivos DICOM, mientras que el SPECT se introduce como un único volumen. Después, ambas imágenes se superponen en

un mismo sistema de coordenadas espaciales. Para ello, el volumen de SPECT se remuestrea sobre la rejilla espacial del CT, de mayor resolución en el plano transversal (X,Y), mediante interpolación lineal, manteniendo su resolución original en el eje axial (Z). Este procedimiento permite una superposición visual y geométrica adecuada entre ambas modalidades, sin modificar la estructura volumétrica del SPECT.

### 3.2.1 Definición del maniquí digital y regiones de interés

Se implementa un modelo digital bidimensional del NEMA IEC Body Phantom, cuyo objetivo es reproducir la geometría del corte transversal del maniquí físico y permitir la definición de regiones de interés (ROIs) en el plano de imagen. El modelo se define en el plano correspondiente a cada corte axial de las imágenes CT, tomando como referencia el plano en el que las esferas del phantom presentan su mayor diámetro aparente, es decir, el corte de máxima sección transversal (4). Esta aproximación bidimensional permite representar, de forma simplificada pero precisa, la geometría relevante para la cuantificación, evitando la complejidad asociada a la reconstrucción volumétrica completa.

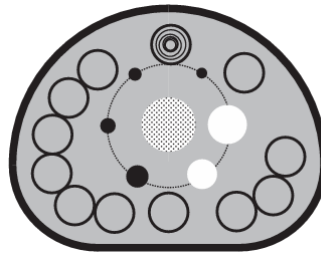


Figure 4: Representación del modelo digital bidimensional del maniquí NEMA IEC Body Phantom utilizado para la segmentación de las regiones de interés.[20]

Para su construcción, se toman como referencia los siguientes parámetros:

- La posición del centro del maniquí
- Los diámetros conocidos de las esferas
- La posición del centro de las esferas (distancia al centro del maniquí y ángulo)

Las dimensiones físicas del maniquí, expresadas en milímetros, se convierten a coordenadas en píxeles usando el tamaño del vóxel del estudio CT, lo que permite trasladar la geometría real al dominio discreto de la imagen médica.

A partir del modelo geométrico bidimensional, se generan las siguientes regiones de interés (ROIs):

- ROIs correspondientes a las esferas calientes
- Regiones de fondo distribuidas dentro del área interna del phantom
- Región del inserto pulmonar

La visualización de estas regiones se superpone a la imagen de CT y puede activarse de forma independiente en la interfaz, lo que permite comprobar el ajuste correcto del modelo en el corte seleccionado.

Debido a que la posición del maniquí puede variar entre adquisiciones, el modelo digital se registra sobre la imagen CT mediante transformaciones rígidas en dos dimensiones:

- Desplazamiento en los ejes X e Y del maniquí completo.
- Rotación en el plano axial de las esferas calientes, en torno al eje del maniquí.
- Rotación en el plano axial del contorno del maniquí

El ajuste se realiza de forma interactiva en la interfaz, lo que permite superponer el contorno del maniquí digital sobre la estructura visible en la imagen de CT. Adicionalmente, se incluye la posibilidad de invertir la orientación del conjunto de regiones de interés mediante una transformación de reflexión para corregir posibles discrepancias en la orientación del maniquí durante la adquisición o la reconstrucción de la imagen.

### 3.3 Cálculo de parámetros cuantitativos

La cuantificación de la actividad en el estudio SPECT se realiza a partir de las regiones de interés previamente definidas. Con el objetivo de mejorar la precisión de la delimitación espacial de las ROIs, la pertenencia de cada pixel a una ROI circular no se determina de forma binaria estricta, sino mediante una aproximación basada en subpíxeles. Cada pixel se subdivide en una rejilla de 3x3 puntos internos, desplazados respecto a su centro  $(c_x, c_y)$  en las direcciones X e Y. Para cada subpixel se evalúa su pertenencia a la región según la siguiente condición geométrica:

$$(x - c_x)^2 + (y - c_y)^2 \leq r^2 \quad (1)$$

A partir de esta evaluación, se cuenta el número de subpíxeles dentro de la ROI, de modo que un píxel se considera perteneciente a la región si al menos 5 de los 9 subpíxeles cumplen la condición de inclusión.

#### 3.3.1 Contraste porcentual (Q)

El contraste porcentual se utiliza para evaluar la capacidad del sistema de imagen para diferenciar las regiones de alta captación (esferas) respecto al fondo. Para su cálculo, se obtiene, por un lado, la actividad media en cada esfera a partir de los vóxeles incluidos en la región de interés. Por otro lado, se calcula la actividad media del fondo como el promedio de varias regiones distribuidas en el maniquí. A partir de estos valores, se calcula la relación entre la actividad de la esfera y la del fondo, lo que permite estimar el contraste observado en la imagen. Dado que las esferas y el fondo tienen distintas actividades reales, es necesario tener en cuenta esta diferencia. Para ello, se introduce una normalización basada en la relación entre las actividades específicas conocidas del maniquí. El contraste porcentual para cada esfera se define como [20]:

$$Q = \frac{\frac{A_{insert}}{A_{bg}} - 1}{\frac{a_H}{a_B} - 1} \cdot 100 \quad (2)$$

donde  $A_{insert}$  es la actividad media en la esfera,  $A_{bg}$  es la actividad media del fondo, y  $a_H$  y  $a_B$  son las actividades específicas reales de las esferas y del fondo, respectivamente. La actividad específica  $a_H$  es la misma para todas las esferas, ya que estas se rellenan con una única disolución caliente preparada a partir de una actividad y un volumen conocidos.

Este parámetro permite comparar el contraste que vemos en la imagen con el contraste que deberíamos observar en un sistema de imagen perfecto. Un valor de  $Q = 100\%$  indica una recuperación perfecta del contraste, mientras que valores inferiores representan una pérdida de contraste en la imagen reconstruida.

### 3.3.2 Factores de recuperación (RC)

Los factores de recuperación se utilizan para evaluar la capacidad del sistema de imagen para recuperar la actividad real en estructuras de tamaño finito, como las esferas del maniquí. Para cada esfera, el factor de recuperación se define como:

$$RC = \frac{A_{\text{insert}}/A_{\text{bg}}}{a_H/a_B} \quad (3)$$

donde  $A_{\text{insert}}$  y  $A_{\text{bg}}$  son las actividades específicas medidas en la esfera y en el fondo, respectivamente, mientras que  $a_H$  y  $a_B$  representan sus actividades específicas reales.

Utilizando la definición del contraste porcentual  $Q$  y la relación  $R = \frac{a_H}{a_B}$ , se puede demostrar que [20]:

$$RC = Q \left( 1 - \frac{1}{R} \right) + \frac{1}{R} \quad (4)$$

Dado que el contraste  $Q$  se expresa en porcentaje, el factor de recuperación obtenido también se expresa en porcentaje. De esta forma, un valor de  $RC = 100\%$  indica una recuperación perfecta de la actividad real, mientras que valores inferiores reflejan pérdidas debidas principalmente a los efectos de volumen parcial y a la resolución limitada del sistema.

### 3.4 Estimación de incertidumbres

El cálculo de los parámetros está sujeto a diversas fuentes de incertidumbre que afectan tanto a la delimitación espacial de las regiones de interés como a la estimación de la actividad presente en ellas. Con el objetivo de analizar la robustez de los resultados obtenidos, se consideran dos fuentes principales de incertidumbre: la incertidumbre sistemática geométrica y la incertidumbre estadística.

La incertidumbre geométrica se asocia a la posible imprecisión del posicionamiento del modelo digital del maniquí respecto a la imagen CT. Dado que el ajuste del phantom se realiza de forma interactiva y depende de la resolución espacial de la imagen, pequeños desplazamientos pueden provocar cambios en los vóxeles de cada región de interés. Para evaluar esta contribución, se ha implementado un desplazamiento virtual del phantom en el plano transversal (X,Y) de  $\pm 0.5$  píxeles en ambas direcciones, generando una malla de 9 posiciones (3x3) alrededor de la posición nominal:

- (-0.5, -0.5), (0, -0.5), (0.5, -0.5)
- (-0.5, 0), (0, 0), (0.5, 0)
- (-0.5, 0.5), (0, 0.5), (0.5, 0.5)

Para cada una de estas configuraciones, se recalculan los parámetros  $Q$  y  $RC$  en el corte SPECT de máxima actividad. A partir de estos valores, la incertidumbre geométrica se estima como la

desviación estándar de los resultados:

$$\sigma_{\text{geom}} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2} \quad (5)$$

donde  $N = 9$ , el número de desplazamientos,  $X_i$  representa el valor del parámetro (Q o RC) en cada desplazamiento y  $\bar{X}$  es el valor medio.

Este procedimiento nos permite evaluar la sensibilidad del método frente a pequeñas variaciones en la alineación espacial, lo cual es especialmente importante en las esferas más pequeñas, donde los efectos de borde son más significativos.

La incertidumbre estadística se debe a la naturaleza aleatoria del proceso de detección de radiación y a la variabilidad espacial de la actividad en las regiones de fondo. Para su estimación, se emplean múltiples regiones de fondo definidas en el maniquí. A partir de ellas se calcula la actividad media de fondo y su desviación estándar [20]. La incertidumbre asociada se obtiene como:

$$\sigma_{bg} = \frac{s_{bg}}{\sqrt{N_{bg}}} \quad (6)$$

donde  $s_{bg}$  es la desviación estándar de las regiones de fondo y  $N_{bg}$  el número de muestras consideradas. Esta incertidumbre se propaga al contraste porcentual Q mediante la siguiente expresión:

$$\sigma_Q = \frac{100}{\left(\frac{a_H}{a_B} - 1\right)} \cdot \frac{A_{\text{insert}}}{A_{bg}^2} \cdot \sigma_{bg} \quad (7)$$

donde  $A_{\text{insert}}$  es la actividad media de cada esfera.

Por último, a partir de la relación entre Q y RC, la incertidumbre en el factor de recuperación se obtiene mediante propagación lineal:

$$\sigma_{RC} = \sigma_Q \cdot \left| 1 - \frac{1}{R} \right| \quad (8)$$

Finalmente, ambas incertidumbres se combinan para obtener la contribución total asociada a cada parámetro. Se asume que las fuentes son independientes, por lo que se utiliza la combinación en cuadratura:

$$\sigma_{\text{total}} = \sqrt{\sigma_{\text{geom}}^2 + \sigma_{\text{stat}}^2} \quad (9)$$

Esta magnitud ofrece una estimación global de la precisión del análisis, lo que permite evaluar la fiabilidad de los resultados y facilita la comparación entre diferentes estudios o condiciones experimentales.

### 3.5 Representación de resultados.

Los resultados obtenidos se organizan en dos niveles de análisis con el objetivo de evaluar tanto el comportamiento bidimensional de las métricas como una aproximación a su evolución tridimensional.

En una primera fase, el cálculo de los parámetros (Q y RC) se realiza sobre un único corte axial del volumen SPECT. Este corte se selecciona automáticamente como aquel que tiene la máxima actividad total dentro del contorno del phantom, lo que garantiza que el análisis se lleve a cabo

en la región de mayor relevancia funcional. En esta fase, el estudio se basa en una aproximación estrictamente bidimensional, ya que las regiones de interés se definen sobre la proyección en un único corte.

Sin embargo, dado que las esferas del phantom poseen un volumen tridimensional, los resultados obtenidos en 2D no representan completamente el comportamiento físico del sistema de imagen. Para aproximar este efecto, se introduce una corrección volumétrica basada en la relación entre el área y el volumen. En concreto, se aplica una transformación proporcional a la raíz cúbica del volumen equivalente de cada esfera,  $RC'_{3D} = (\sqrt[3]{RC_{2D}})^3$ . Esta aproximación se justifica porque la respuesta del sistema de imagen no depende solo de la sección transversal en un único plano, sino también del volumen total de emisión del radiofármaco. Por tanto, la transformación volumétrica compensa parcialmente la pérdida de información inherente al análisis mediante un único corte.

Finalmente, los resultados se representan de forma comparativa mediante tres tipos de representación: curvas de Q y RC en función del volumen de las esferas en su formulación bidimensional, las mismas curvas tras la corrección volumétrica, y tablas numéricas que recogen los valores obtenidos junto con sus incertidumbres asociadas, diferenciando las estadísticas y geométricas.

### 3.6 Implementación

La aplicación desarrollada en este trabajo se ha implementado en Python, integrando diferentes módulos orientados al procesamiento de imagen médica, el análisis cuantitativo y la visualización interactiva de datos. El objetivo principal del diseño ha sido unificar en un único entorno el flujo de trabajo completo, desde la carga de datos DICOM hasta la obtención de métricas de calidad de imagen. El sistema se organiza en distintos bloques funcionales bien diferenciados que separan la gestión de datos, el procesamiento de imagen, el análisis cuantitativo, la visualización y la interfaz de usuario.

Para la gestión de imágenes médicas se han utilizado las librerías *SimpleITK* y *pydicom*, ya que permiten la lectura de estudios en formato DICOM y proporcionan acceso directo a la información espacial de los volúmenes, incluyendo el tamaño del vóxel, el origen y la orientación. Además, *SimpleITK* se emplea para realizar el remuestreo del SPECT al sistema de referencia del CT, ya que garantiza la coherencia geométrica necesaria para la superposición de ambas modalidades.

Por otro lado, el procesamiento numérico se ha implementado con *NumPy*, que constituye la base del cálculo sobre arrays tridimensionales. A partir de esta librería se definen las regiones de interés y se implementan las expresiones necesarias para el cálculo de los coeficientes y la propagación de sus incertidumbres.

La visualización de los resultados se realiza mediante *Matplotlib*, lo que permite representar simultáneamente varias imágenes médicas. Esta funcionalidad se integra directamente en la interfaz gráfica, lo que permite que los cortes seleccionados se actualicen en tiempo real y que se puedan superponer las imágenes CT y SPECT.

La interacción con el usuario se ha desarrollado utilizando *Tkinter*, que proporciona la base de la interfaz. A través de esta se tienen los controles necesarios para cargar datos, navegar por los distintos cortes axiales mediante deslizadores y activar las distintas opciones de visualización del maniquí digital. A su vez, la interfaz permite calcular los parámetros cuantitativos y centraliza todo el flujo de trabajo en un único entorno.

La figura 5 muestra la ventana principal de la aplicación desarrollada, en la que se integran la visualización de imágenes (a la derecha), los controles de navegación y las opciones de análisis. Esta



interfaz es el punto central del sistema, ya que permite al usuario interactuar de forma directa con los datos y obtener los resultados de manera automatizada.

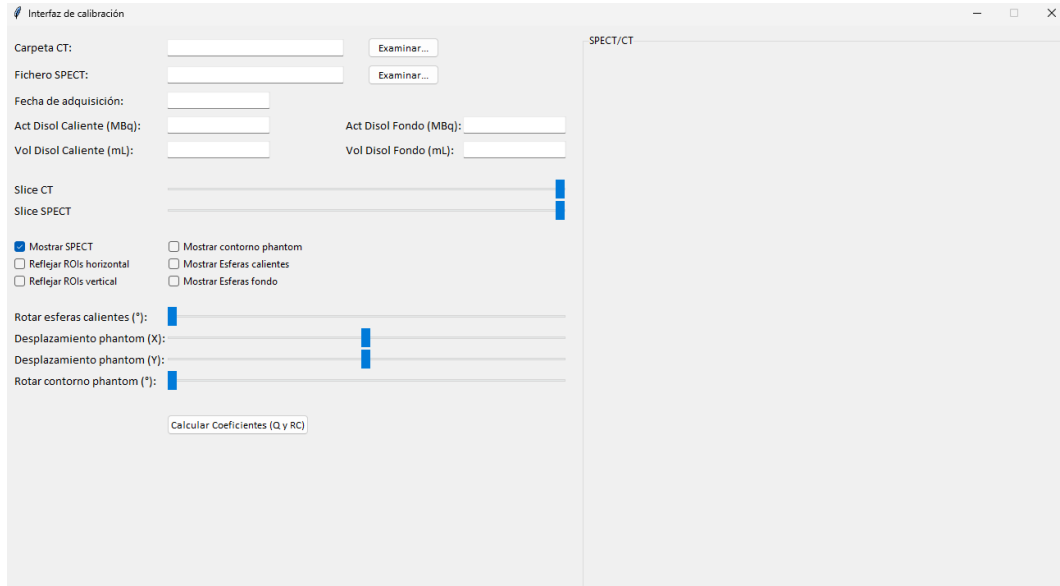


Figure 5: Ventana principal de la interfaz desarrollada.

La aplicación está disponible como código abierto en GitHub [22]. Al final de esta memoria se incluye, como anexo, el manual elaborado para su uso.

## 4 Resultados y discusión

Con el objetivo de validar el correcto funcionamiento de la aplicación, se ha evaluado visualmente el proceso de registro y superposición entre las imágenes CT, SPECT y el modelo digital del maniquí.

En la Figura 6a se muestra el corte axial del CT seleccionado, correspondiente al plano en el que las esferas del maniquí presentan su mayor sección transversal. En la Figura 6b se observa la superposición del modelo digital, donde se aprecia una buena correspondencia geométrica entre el contorno del phantom y la región pulmonar, con la estructura visible en la imagen de CT. En la Figura 7a se muestra la superposición de la imagen SPECT sobre la imagen CT, en la que se identifica la distribución de actividad en el interior del maniquí. Se observa que las regiones de mayor captación se localizan en la posición de las esferas, lo que indica una correcta correspondencia entre la información funcional y la anatómica. Por último, en la Figura 7b se muestran las regiones de interés definidas para el análisis cuantitativo. Estas se ajustan adecuadamente a las esferas y al fondo, lo que permite delimitar de manera coherente las zonas de estudio. En conjunto, estos resultados confirman la correcta alineación espacial entre las distintas modalidades de imagen y la adecuada definición de las regiones de interés, proporcionando una base fiable para el análisis cuantitativo posterior.

El ajuste del modelo digital se ha realizado de forma interactiva mediante traslaciones en los ejes X e Y y rotaciones en el plano axial. Este procedimiento permitió adaptar el maniquí a distintas posiciones dentro de la imagen, garantizando su correcta alineación independientemente de la orientación en la adquisición. De esta forma, las regiones de interés generadas a partir del modelo geométrico se ajustan adecuadamente a las esferas del maniquí real, como se observa en la Figura 7b.

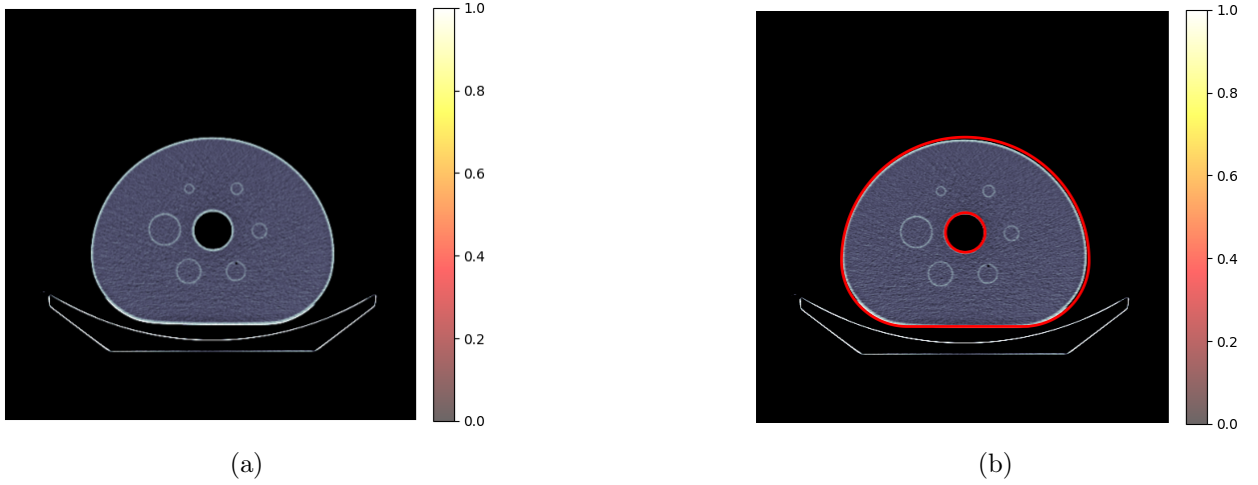


Figure 6: (a) Imagen CT. (b) Superposición del contorno del phantom sobre el CT.

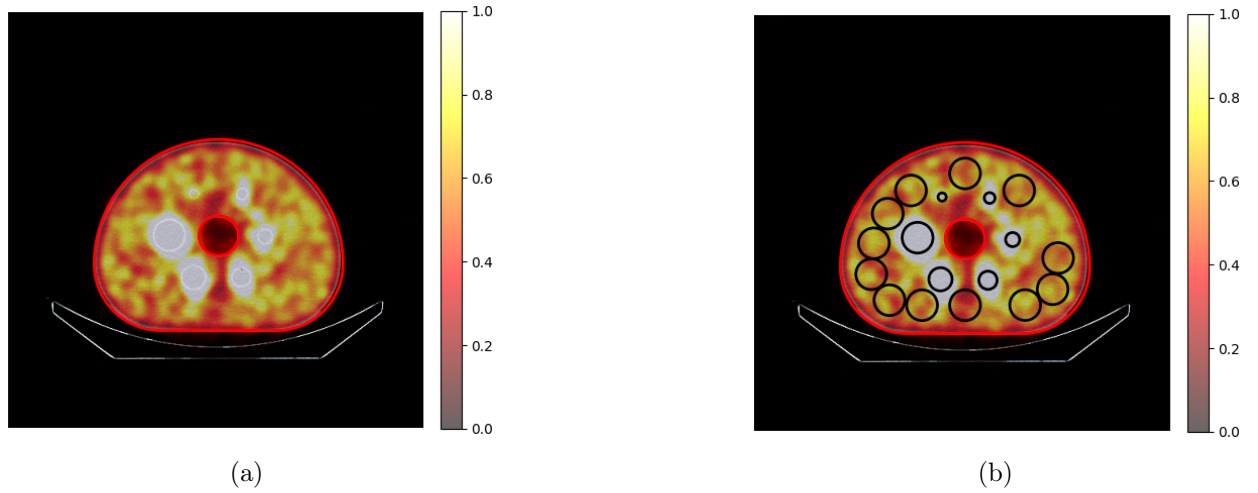


Figure 7: (a) Visualización de la imagen SPECT sobre la CT. (b) Superposición de las ROIs.

Por otro lado, la selección automática del corte SPECT de máxima actividad permitió identificar de manera consistente el plano en el que las esferas presentan la mayor señal, lo que confirma la robustez del algoritmo implementado para el análisis. En conjunto, los resultados visuales obtenidos confirman el correcto funcionamiento de la aplicación, validando tanto el proceso de registro espacial como la definición de las regiones de interés. Esto garantiza un fundamento sólido para el análisis cuantitativo posterior.

Tras superponer las regiones de interés sobre las imágenes CT y SPECT y, una vez introducidos los valores de actividad y volumen requeridos del maniquí de calibración, se obtienen los resultados cuantitativos. Estos resultados se presentan en forma de gráficas y tablas, e incluyen los parámetros de contraste porcentual (Q) y factor de recuperación (RC), junto con sus correspondientes incertidumbres asociadas, como se puede ver en la Figura 9.

A partir de los resultados, se observa que tanto el contraste porcentual (Q) como el factor de recuperación (RC) aumentan a medida que aumenta el tamaño de las esferas. Esto tiene sentido y está relacionado con un fenómeno típico de las imágenes tomográficas llamado efecto de volumen parcial. Este efecto hace que los objetos pequeños se representen peor de lo que realmente son,

porque el sistema no tiene suficiente resolución para distinguirlos con precisión [23].

En las esferas más pequeñas, muchos de los vóxeles de la imagen contienen información tanto del objeto como del fondo. Esto hace que la señal medida se mezcle y se degrade, lo que provoca que los valores de Q y RC resulten más bajos. Cuando las esferas son más grandes, este problema disminuye porque hay menos zonas de borde afectadas por esa mezcla entre objeto y fondo y, por tanto, la medición resulta ser más fiel a la actividad real. Sin embargo, incluso para las esferas de mayor tamaño, el factor de recuperación no alcanza el 100%, lo que indica que aún así hay una subestimación sistemática de la actividad. Esto se debe a las limitaciones intrínsecas de la resolución espacial del sistema de imagen y al suavizado aplicado durante la reconstrucción.

Estos resultados son consistentes con lo descrito por Tran-Gia et al. [24], quienes observaron una disminución progresiva del factor de recuperación al reducirse el tamaño de las esferas debido al efecto de volumen parcial. No obstante, el valor obtenido para la esfera de 37 mm ( $RC = 57.1\%$ ) es inferior al reportado para sistemas similares, donde se consiguen recuperaciones superiores al 70-80 % para volúmenes equivalentes. Esta diferencia puede explicarse por el uso de algoritmos de recuperación de resolución y por diferencias en la metodología utilizada para definir las regiones de interés. Aun así, ambos estudios coinciden en que las limitaciones de resolución espacial propias del SPECT impiden recuperar completamente la actividad en estructuras de pequeño tamaño.

También se observa que la variación o incertidumbre de los resultados es menor en las esferas grandes, lo que indica que las medidas son más estables y confiables. En cambio, en las esferas pequeñas, los pequeños cambios en la definición de la región de análisis o en los conteos influyen más en el resultado, aumentando la incertidumbre. Además, al comparar ambas contribuciones, se observa que la incertidumbre estadística predomina sobre la sistemática en la mayoría de los casos. Esto indica que la principal fuente de variabilidad en los resultados se debe a las fluctuaciones estadísticas de los conteos y de la estimación de la actividad de fondo, más que a pequeñas variaciones en el posicionamiento de las regiones de interés.

En este contexto, también se ha realizado una comparación entre dos reconstrucciones distintas. Ambas corresponden al equipo General Electric NM/CT 870 (GE870), pero una de ellas únicamente tiene corrección de atenuación (IRAC) y la otra presenta corrección de atenuación y de dispersión (IRACSC).

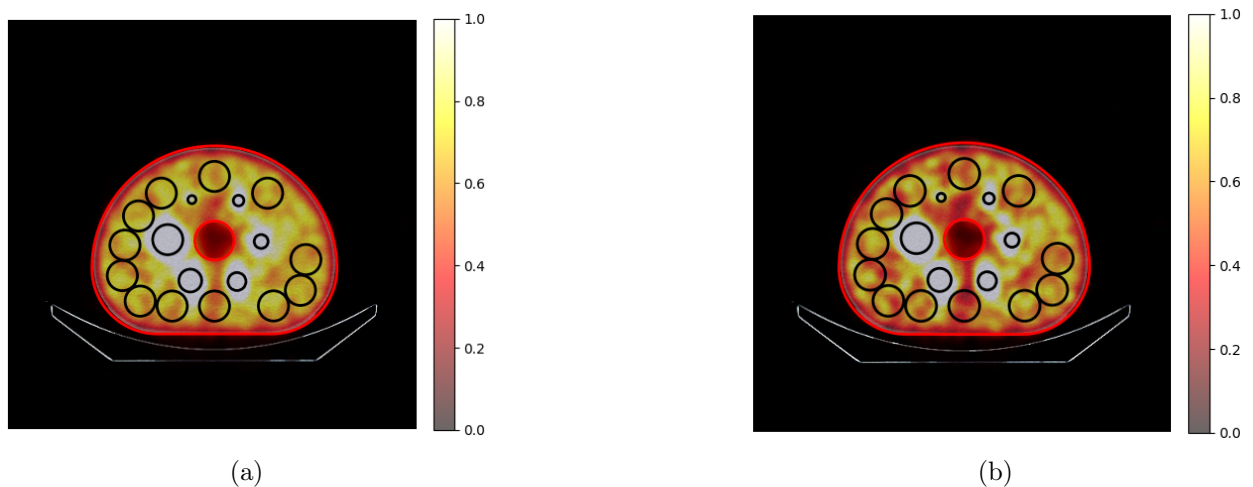


Figure 8: Comparación visual del efecto de las correcciones físicas en la reconstrucción. (a) Imagen con corrección de atenuación. (b) Imagen con corrección de atenuación y dispersión.

Visualmente, ambas imágenes son bastante parecidas, lo que indica que la corrección de atenuación ya compensa gran parte de la pérdida de señal. Sin embargo, en la Figura 8a se aprecia una señal difusa más intensa, sobre todo en el fondo y cerca de las esferas, debido a fotones dispersos que no han sido corregidos. En cambio, en la Figura 8b se observa un mayor contraste entre las esferas y el fondo, y las estructuras se ven más definidas. Esto se debe a que la corrección de dispersión ha eliminado parte de los fotones que han sufrido interacciones y que empeoran la calidad de la imagen. Estas diferencias de corrección entre ambas imágenes también se reflejan en los parámetros cuantitativos.

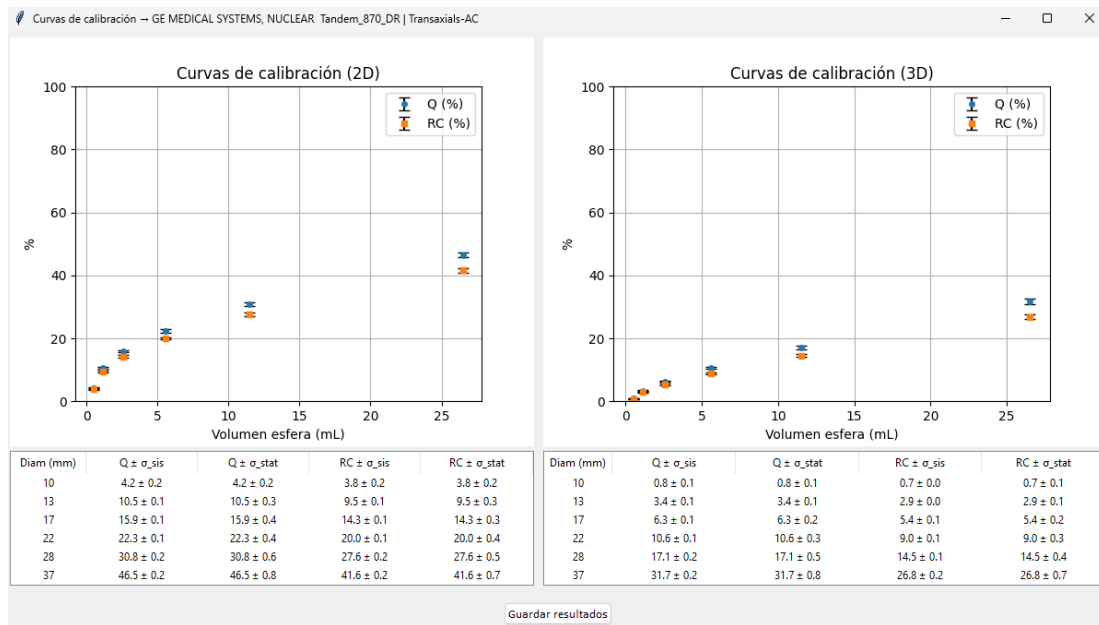


Figure 9: Resultados de calibración de las imágenes adquiridas con el equipo GE870-IRAC.

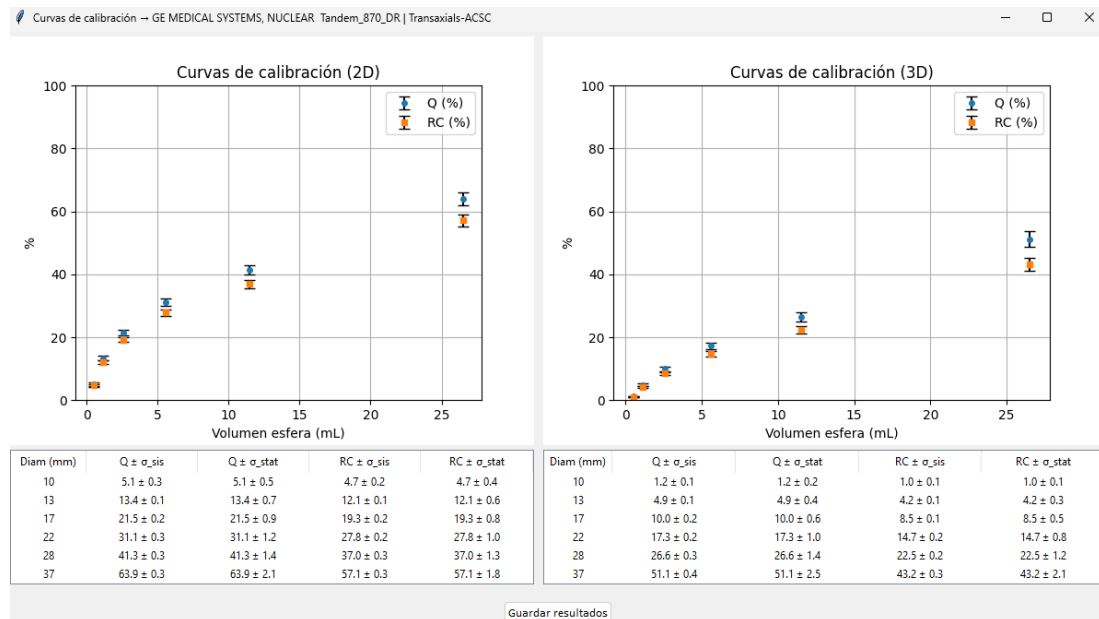


Figure 10: Resultados de calibración de las imágenes adquiridas con el equipo GE870-IRACSC.

En primer lugar, se observa que los valores de contraste porcentual (Q) son sistemáticamente superiores en la reconstrucción IRACSC (Figura 10) frente a la IRAC (Figura 9), tanto en 2D como en 3D. Esta diferencia es especialmente notable en las esferas de mayor volumen. Por ejemplo, en 2D, para una esfera de 37 mm, el contraste aumenta aproximadamente del 46.5% (IRAC) al 63.9% (IRACSC). Este comportamiento indica que la corrección de dispersión reduce la contribución de la señal difusa al fondo, lo que mejora la discriminación entre regiones de alta y baja actividad. De forma análoga, los coeficientes de recuperación (RC) aumentan significativamente al aplicar la corrección de dispersión. En 2D, el RC pasa de aproximadamente 41.6% a 57.1% para la esfera de mayor tamaño. Este aumento refleja una mejor estimación de la actividad real en las esferas, lo que es clave desde el punto de vista cuantitativo.

En el análisis 3D, se mantiene la misma tendencia, aunque con valores absolutos inferiores en comparación con el análisis 2D. Este comportamiento es esperable, ya que la extrapolación volumétrica representa una aproximación simplificada del volumen real y es más sensible a los efectos de volumen parcial y a la inclusión de vóxeles de borde. No obstante, incluso en 3D, la reconstrucción IRACSC presenta mejoras claras; por ejemplo, el RC para la esfera de 37 mm aumenta del 26.8% al 43.2%.

Otro aspecto relevante es la dependencia del tamaño de las esferas. En ambos métodos, tanto Q como RC aumentan con el volumen, lo cual es consistente con el efecto de volumen parcial: las esferas pequeñas presentan una mayor infraestimación de la actividad. Sin embargo, el crecimiento es más rápido en IRACSC, lo que sugiere una mejor recuperación incluso en tamaños intermedios.

En cuanto a la incertidumbre, no se observan incrementos significativos en los errores estadísticos al aplicar la corrección de dispersión, lo que indica que la mejora en los valores de Q y RC no se produce a costa de una degradación notable de la estabilidad de las medidas. De hecho, se podría esperar una mejora al incorporar las correcciones de atenuación y dispersión, ya que estas reducen parte de las fluctuaciones debidas a la atenuación y dispersión de fotones. Sin embargo, el propio proceso de corrección introduce nuevas variaciones estadísticas. Los resultados obtenidos sugieren que ambos efectos tienden a compensarse, manteniendo un nivel de incertidumbre similar mientras se mejora la recuperación cuantitativa de actividad.

En conjunto, estos resultados demuestran que la incorporación de la corrección de dispersión tiene un impacto significativo en la cuantificación de imágenes SPECT con  $^{177}\text{Lu}$ , mejorando tanto el contraste como la recuperación de actividad. Esto refuerza la importancia de incluir este tipo de correcciones en protocolos orientados a aplicaciones cuantitativas y dosimétricas.

## 5 Conclusiones

En este trabajo se ha desarrollado un programa de software interactivo para el análisis cuantitativo de imágenes multimodales CT y SPECT obtenidas con el maniquí NEMA IEC Body Phantom, ampliamente utilizado en procedimientos de validación y control de calidad en medicina nuclear. La aplicación está disponible públicamente en GitHub [22]. El programa implementa un flujo de trabajo semiautomático que permite registrar el modelo digital del maniquí sobre las imágenes adquiridas y calcular parámetros cuantitativos importantes, como los coeficientes de recuperación (RC) y los coeficientes de contraste porcentual (Q), en una aproximación bidimensional, suficiente para la evaluación inicial del rendimiento cuantitativo del sistema.

La herramienta desarrollada ha sido probada en los equipos informáticos del Hospital Universitario 12 de Octubre, verificándose su compatibilidad y funcionamiento en condiciones reales de

trabajo. Asimismo, los resultados obtenidos han sido comparados con cálculos realizados manualmente por personal del Servicio de Radiofísica, observándose una concordancia adecuada que valida el correcto funcionamiento de la aplicación. Además, el programa se ha utilizado para analizar imágenes reconstruidas con y sin correcciones de atenuación y dispersión, obteniéndose resultados coherentes con el comportamiento físico esperado del sistema SPECT. Esto demuestra la utilidad de la aplicación como herramienta de apoyo en tareas de calibración, optimización y control de calidad cuantitativo.

El desarrollo realizado proporciona una base sólida para futuras mejoras y ampliaciones. Entre las posibles líneas de trabajo futuras destacan la implementación de análisis completamente tridimensionales, la automatización del registro entre las imágenes y el maniquí, la incorporación de nuevos radionúclidos de interés terapéutico y la extensión del software a estudios PET.

En conjunto, este trabajo contribuye al desarrollo de herramientas orientadas a mejorar la fiabilidad y reproducibilidad de la imagen cuantitativa en medicina nuclear, un aspecto cada vez más relevante en el contexto de la terapéutica y la medicina personalizada.

## Bibliografía

- [1] World Nuclear Association. *Radioisotopes in Medicine*. Accessed: 2024-05-20. Feb. 2023. URL: <https://world-nuclear.org/information-library/non-power-nuclear-applications/radioisotopes-research/radioisotopes-in-medicine.aspx> (visited on 05/20/2024).
- [2] S. C. Vaz et al. “Nuclear medicine and molecular imaging advances in the 21st century”. In: *British Journal of Radiology* 93.1110 (2020), p. 20200095. DOI: [10.1259/bjr.20200095](https://doi.org/10.1259/bjr.20200095).
- [3] Quirónsalud. *Nuclear Medicine*. Accessed: May 20, 2024. n.d. URL: <https://www.quironsalud.com/en/specialities/nuclear-medicine> (visited on 05/20/2024).
- [4] T. Jones. “The role of positron emission tomography within the spectrum of medical imaging”. In: *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* 23.7 (1996), pp. 807–813. DOI: [10.1007/BF00844391](https://doi.org/10.1007/BF00844391).
- [5] S. S. Gambhir. “Molecular imaging of cancer with positron emission tomography”. In: *Nature Reviews Cancer* 2.9 (2002), pp. 683–693. DOI: [10.1038/nrc882](https://doi.org/10.1038/nrc882).
- [6] Terry Jones and David Townsend. “History and future technical innovation in positron emission tomography”. In: *Journal of Medical Imaging* 4.1 (Jan. 2017), p. 011013. DOI: [10.1117/1.JMI.4.1.011013](https://doi.org/10.1117/1.JMI.4.1.011013).
- [7] Ayaan M. Jamali et al. “PET and SPECT Imaging of ALS: An Educational Review”. In: *Molecular Imaging* 2023 (2023). Article ID 5864391, p. 5864391. DOI: [10.1155/2023/5864391](https://doi.org/10.1155/2023/5864391).
- [8] Shah Hussain et al. “Modern Diagnostic Imaging Technique Applications and Risk Factors in the Medical Field: A Review”. In: *BioMed Research International* 2022 (2022). Article ID 5164970, p. 5164970. DOI: [10.1155/2022/5164970](https://doi.org/10.1155/2022/5164970).
- [9] G. Crişan et al. “Radiopharmaceuticals for PET and SPECT Imaging: A Literature Review over the Last Decade”. In: *International Journal of Molecular Sciences* 23.9 (2022), p. 5023. DOI: [10.3390/ijms23095023](https://doi.org/10.3390/ijms23095023).
- [10] S. C. Kheruka. “Lu-177 - A Noble Tracer: Future of Personalized Radionuclide Therapy”. In: *Clinics in Oncology* 2 (2017). Article ID 1363, p. 1363. URL: <http://www.clinicsinoncology.com/>.

- [11] Ashutosh Dash, Maroor Raghavan Ambikalmajan Pillai, and Furn F. Knapp Jr. “Production of  $^{177}\text{Lu}$  for Targeted Radionuclide Therapy: Available Options”. In: *Nuclear Medicine and Molecular Imaging* 49.2 (June 2015), pp. 85–107. DOI: [10.1007/s13139-014-0315-z](https://doi.org/10.1007/s13139-014-0315-z).
- [12] Rubel Chakravarty and Sudipta Chakraborty. “A review of advances in the last decade on targeted cancer therapy using  $^{177}\text{Lu}$ : focusing on  $^{177}\text{Lu}$  produced by the direct neutron activation route”. In: *American Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* 11.6 (2021), pp. 443–475. ISSN: 2160-8407. URL: <http://www.ajnmami.us>.
- [13] H. M. H. Zakaly et al. “Comparative studies on the potential use of  $^{177}\text{Lu}$ -based radiopharmaceuticals for the palliative therapy of bone metastases”. In: *International Journal of Radiation Biology* 96.6 (2020), pp. 779–789. DOI: [10.1080/09553002.2020.1730537](https://doi.org/10.1080/09553002.2020.1730537).
- [14] Tingting Niu et al. “Current clinical application of lutetium-177 in solid tumors (Review)”. In: *Experimental and Therapeutic Medicine* 27.5 (2024), p. 196. DOI: [10.3892/etm.2024.12514](https://doi.org/10.3892/etm.2024.12514).
- [15] S. Zhang et al. “Radiopharmaceuticals and their applications in medicine”. In: *Signal Transduction and Targeted Therapy* 10.1 (2025), p. 1. DOI: [10.1038/s41392-024-02041-6](https://doi.org/10.1038/s41392-024-02041-6).
- [16] SEPTRALU Study. *Spanish Series of Patients Treated With the Radionuclide Lutetium-177 (SEPTRALU)*. ClinicalTrials.gov Identifier: NCT04949282. Accessed: 2026-04-29. n.d. URL: <https://clinicaltrials.gov/study/NCT04949282>.
- [17] Ashutosh Dash, Russ F. Knapp Jr., and M. R. A. Pillai. “Targeted Radionuclide Therapy — An Overview”. In: *Current Radiopharmaceuticals* 8.2 (2015), pp. 107–115. DOI: [10.2174/1874471008666150316123925](https://doi.org/10.2174/1874471008666150316123925).
- [18] M. H. Hanafi et al. “The need of a system phantom for quantitative hybrid nuclear imaging of PET/CT: A systematic review”. In: *The Medical Journal of Malaysia* 76.4 (2021), pp. 551–561. URL: <http://www.e-mjm.org/2021/v76n4/PET-CT-imaging.pdf>.
- [19] Data Spectrum Corporation. *NEMA IEC PET Body Phantom (NU 2-2018)*. Tech. rep. Data Spectrum Corporation, n.d. URL: <https://www.spect.com/pdf/NEMA-IEC-PET-Body-Phantom.pdf>.
- [20] National Electrical Manufacturers Association. *Performance Measurements of Positron Emission Tomographs (NEMA Standards Publication NU 2-2007)*. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association, 2007. URL: <https://www.nema.org>.
- [21] Luis Carlos Martínez Gómez. *Práctica 7: Resolución espacial y cuantificación en Medicina Nuclear*. Guion de prácticas para residentes. Material de clase no publicado, Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Complutense de Madrid. 2024.
- [22] Natalia Villas. *Development of an Application for Quantitative Analysis of SPECT/CT Images Using NEMA Body Phantom*. GitHub repository [Source code]. 2026. URL: [https://github.com/nvillasucm/TFM\\_NataliaVillas](https://github.com/nvillasucm/TFM_NataliaVillas) (visited on 06/01/2026).
- [23] H Marquis, KP Willowson, and DL Bailey. “Partial volume effect in SPECT & PET imaging and impact on radionuclide dosimetry estimates”. In: *Asia Oceania Journal of Nuclear Medicine and Biology* 11.1 (2023), pp. 44–54. DOI: [10.22038/AOJNMB.2022.63827.1448](https://doi.org/10.22038/AOJNMB.2022.63827.1448).
- [24] Johannes Tran-Gia et al. “A multicentre and multi-national evaluation of the accuracy of quantitative Lu-177 SPECT/CT imaging performed within the MRTDosimetry project”. In: *EJNMMI Physics* 8.55 (2021). DOI: [10.1186/s40658-021-00397-0](https://doi.org/10.1186/s40658-021-00397-0). URL: <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00397-0>.

## Anexo. Manual de usuario



## MANUAL DE USUARIO

### Interfaz de calibración de imágenes médicas (SPECT/CT)

#### INTRODUCCIÓN

Este documento describe el funcionamiento de la aplicación ejecutable desarrollada para la calibración y procesamiento de imágenes médicas (SPECT/CT). La aplicación ha sido desarrollada en Python utilizando librerías científicas como: SimpleITK, NumPy, Matplotlib, pydicom y Tkinter (interfaz gráfica).

#### EJECUCIÓN DE LA APLICACIÓN

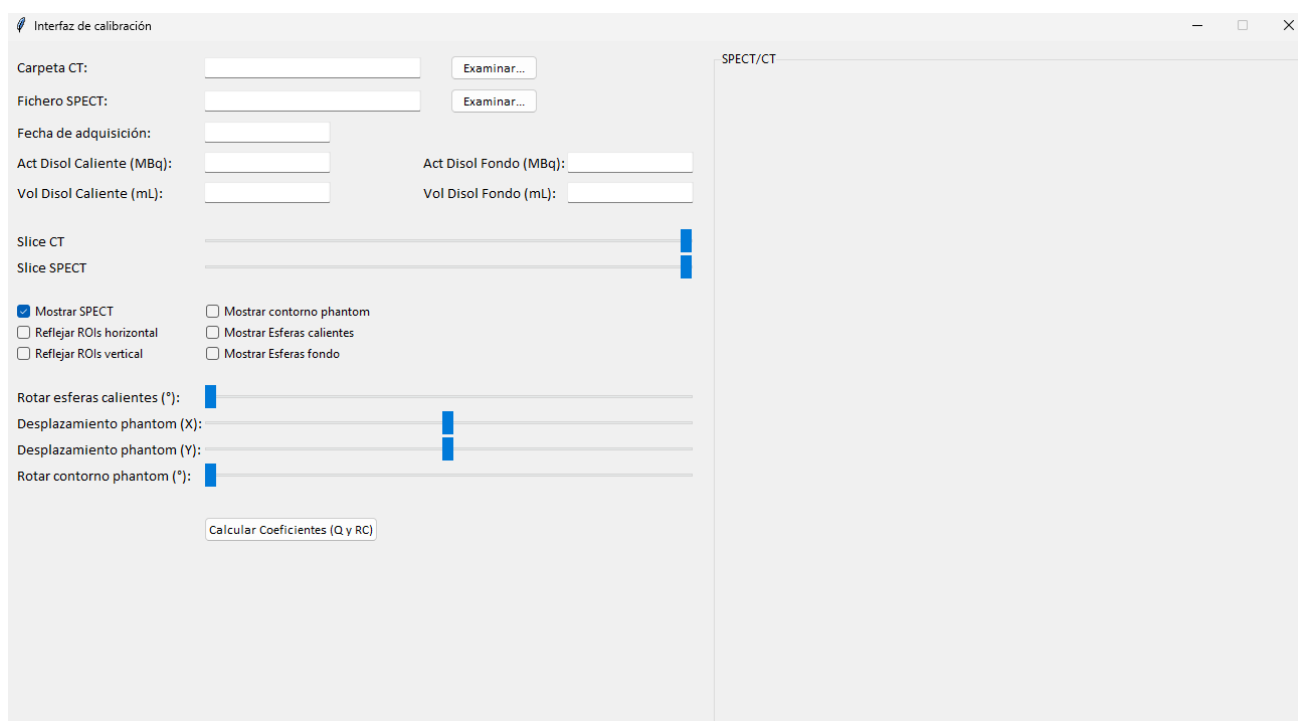
1. Localice el archivo Interfaz\_calibracion\_TFM.exe
2. Haga doble clic sobre el archivo para iniciar la carga.  
*Importante: Debido a la carga de módulos científicos pesados, la ventana puede tardar entre 10 y 30 segundos en aparecer la primera vez.*
3. Si aparece el aviso de "Windows protegió su PC", haga clic en "Más información" y luego en "Ejecutar de todas formas".

#### DESCRIPCIÓN DE LA INTERFAZ

La interfaz se divide principalmente en tres áreas funcionales:

| Elemento                       | Función                                                                                                                                                                                                                                            |
|--------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Panel de visualización</b>  | Muestra la superposición de imágenes CT (escala de grises) y SPECT (mapa de calor). Permite visualizar cortes axiales y, opcionalmente, el phantom digital junto con la barra de color del SPECT.                                                  |
| <b>Controles de navegación</b> | Permiten cargar los datos (CT y SPECT), desplazarse a través de los slices mediante sliders independientes y activar/desactivar la visualización del SPECT y del phantom digital.                                                                  |
| <b>Botones de acción</b>       | Permiten introducir parámetros físicos (actividad y volumen), ajustar la posición del phantom (rotación y desplazamientos) y ejecutar cálculos cuantitativos como actividad, coeficientes Q y RC, así como la generación de curvas de calibración. |





Ventana principal de la Interfaz

## FLUJO DE USO RECOMENDADO

### Paso 1: Selección del CT.

Seleccione la carpeta que contiene la serie de imágenes CT en formato DICOM. La carpeta debe incluir todos los cortes correspondientes al estudio.

### Paso 2: Selección del SPECT.

Seleccione el archivo del estudio SPECT. En este caso, se trata de un único fichero en formato DICOM.

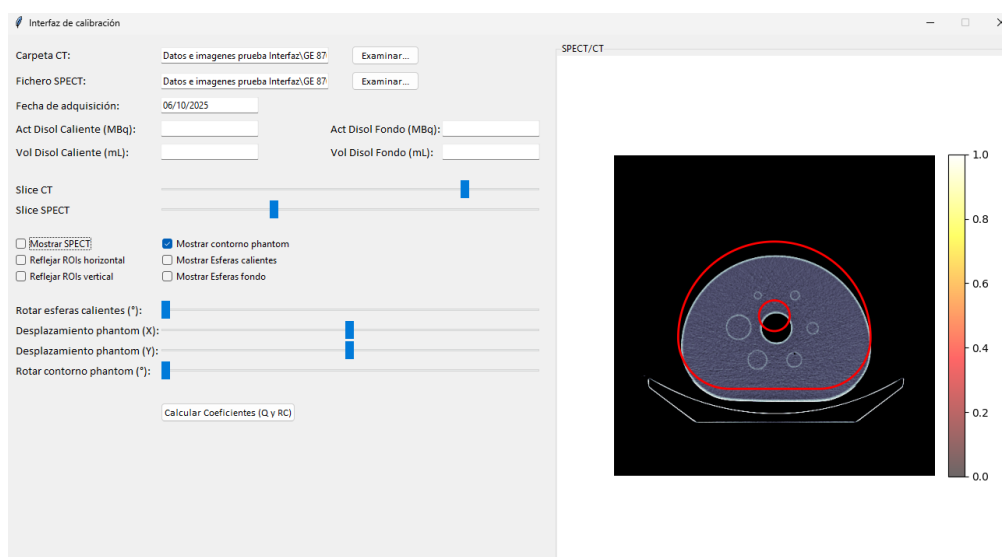
***Nota:** El corte del estudio SPECT que se visualiza corresponde al corte con mayor actividad*

### Paso 3: Ajuste inicial de la visualización.

Desactive temporalmente la opción “Mostrar SPECT” para visualizar únicamente el CT.

Utilice el control deslizante (slider) del CT para localizar el corte en el que las esferas del phantom se observan con su mayor tamaño (diámetro máximo).

Una vez localizado, active la opción “Mostrar contorno phantom”. Tras su activación aparecerá el contorno y el círculo interno del maniquí en color rojo.



Ventana tras realizar el Paso 3

#### Paso 4: Alineación del phantom digital.

Ajuste la posición del contorno phantom mediante los controles de:

- “Desplazamiento phantom (X)”      - “Rotar contornos phantom (°)”
- “Desplazamiento phantom (Y)”

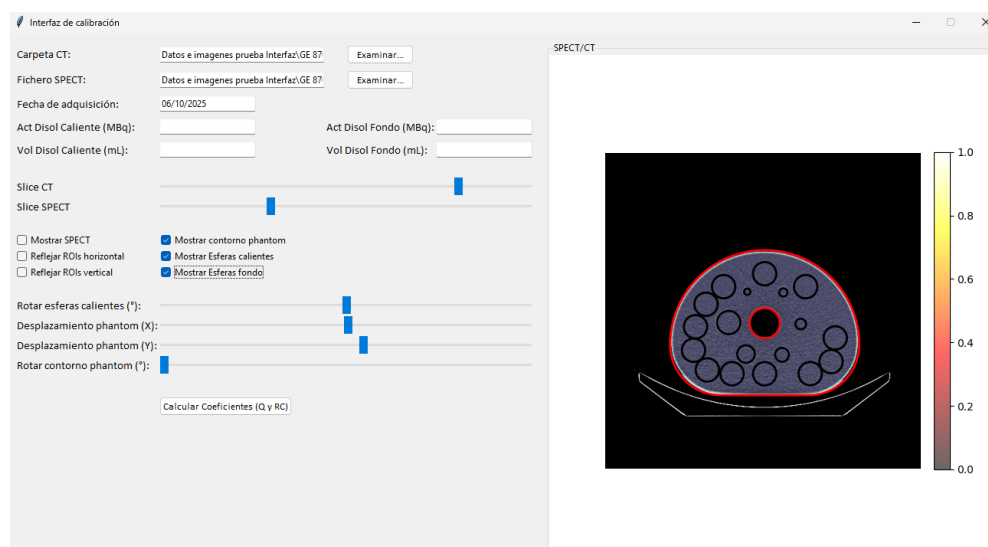
El objetivo es superponer correctamente el phantom digital sobre la imagen CT.

Una vez que el contorno este correctamente alineado con la imagen CT, active la opción “Mostrar Esferas calientes”. A continuación, utilice el siguiente control para ajustar la rotación de las esferas hasta que queden correctamente alineadas:

- “Rotar esferas calientes (°)”

**Nota:** En caso de que el maniquí haya sido adquirido con una orientación invertida, se dispone de un botón para aplicar el reflejo especular de la máscara de las ROI (“Reflejar ROI’s”), permitiendo así corregir la orientación de las estructuras y facilitar su correcta alineación con la imagen CT.

Por último, puede utilizar la opción “Mostrar Esferas fondo” para verificar su posición.



Ventana tras realizar el paso 4.

### Paso 5. Verificación de la alineación.

Active nuevamente la opción “Mostrar SPECT” y compruebe visualmente que el phantom está alineado tanto con el CT como con la distribución de actividad del SPECT.

### Paso 6. Introducción de parámetros físicos.

Introduzca los valores correspondientes a:

- Actividad de la disolución de las esferas (“Act Disol Caliente (MBq)”)
- Volumen de la disolución de las esferas (“Vol Disol Caliente (mL)”)
- Actividad de la disolución de fondo (“Act Disol Fondo (MBq)”)
- Volumen de la disolución de fondo (“Vol Disol Fondo (mL)”)

### Paso 7. Cálculo de resultados.

Pulse “Calcular coeficientes (Q y RC)” para obtener los resultados.

Se abrirá una nueva ventana con:

- Gráficas de calibración
- Tablas con los valores calculados

*Nota:* Una vez que la máscara ha sido correctamente alineada con la imagen CT y se inicia el cálculo, el programa selecciona automáticamente el corte SPECT adecuado para el análisis. Esta selección se realiza identificando el corte con mayor actividad dentro del volumen SPECT, independientemente del corte que esté visualizado en ese momento en pantalla.

### Paso 8. Guardar resultados.

En la ventana de resultados, pulse “Guardar resultados” para exportar:

- Un archivo **.csv** con los datos numéricos
- Dos imágenes (**.png**) correspondientes a las gráficas generadas

## RESULTADOS

La aplicación genera:

- **Curvas de calibración**
  - Q (%) vs volumen
  - RC (%) vs volumen

El coeficiente de contraste Q se calcula para cada inserto a partir de la relación entre la actividad medida en las regiones de interés (ROIs) de los insertos y la actividad del fondo (background), normalizada mediante las actividades específicas de referencia.

Para un corte SPECT seleccionado automáticamente por el programa, el cálculo se realiza mediante la siguiente expresión:

$$Q = \frac{\left( \frac{\bar{A}_{ROI}}{\bar{A}_{BG}} - 1 \right)}{\left( \frac{a_H}{a_B} - 1 \right)} \cdot 100 [\%]$$

Donde:

- $\bar{A}_{ROI}$  = actividad media en la ROI del inserto [cuentas]
- $\bar{A}_{BG}$  = actividad media en la región de fondo [cuentas]
- $a_H = \frac{Act\ Disol\ Caliente}{Vol\ Disol\ Caliente}$  = actividad específica de las esferas calientes [MBq/mL]
- $a_B = \frac{Act\ Disol\ Fondo}{Vol\ Disol\ Fondo}$  = actividad específica del fondo [MBq/mL]

El coeficiente de recuperación RC se calcula para cada inserto a partir del coeficiente de contraste Q previamente obtenido, estableciendo una relación directa entre ambos parámetros y la razón de actividades específicas entre las esferas calientes y el fondo.

Para un corte SPECT seleccionado automáticamente por el programa, el cálculo se realiza mediante la siguiente expresión:

$$RC = Q \cdot \left(1 - \frac{1}{R}\right) + \frac{1}{R}$$

Donde:

- Q = coeficiente de contraste previamente calculado para cada inserto [%]
- $R = \frac{a_H}{a_B}$  = relación entre las actividades específicas de referencia

- **Versiones de las gráficas:**

- 2D
- 3D (corrección volumétrica)

♦ **Incertidumbres:**

- Geométrica, “ $\sigma_{sis}$ ” (posición del phantom)
- Estadística, “ $\sigma_{stat}$ ” (variabilidad del background)
- Las barras de error representadas en las gráficas corresponden a la incertidumbre total ( $\sqrt{\sigma_{sis}^2 + \sigma_{stat}^2}$ )

## CONSIDERACIONES IMPORTANTES

- La correcta alineación del **phantom digital** es fundamental para obtener resultados fiables. Un pequeño desajuste puede afectar significativamente a los valores de actividad, Q y RC.
- Los sliders de CT y SPECT funcionan de forma **independiente**.
- Es importante introducir correctamente los **valores de actividad y volumen**, ya que estos parámetros afectan directamente al cálculo de los coeficientes Q y RC.
- Antes de realizar los cálculos, se recomienda verificar que:

- El phantom está correctamente alineado
- Las esferas coinciden con las regiones de actividad en el SPECT
- Los resultados obtenidos deben ser evaluados de forma crítica, especialmente en presencia de:
  - Artefactos en la imagen
  - Bajo conteo en el SPECT
  - Reconstrucciones no estándar
- La aplicación está diseñada como herramienta de apoyo al análisis, por lo que los resultados deben interpretarse dentro del contexto del estudio y del equipo utilizado.