
Optimización de variables temporales y dosimétricas en algoritmos ultrarápidos para estudios de gammagrafía ósea en un tomógrafo de emisión de fotón único (SPECT).

Mateo Alberto Gey Segade



Tutorizado por:
Antonio Catalán Acosta
Ethel Hernandez Concepción
Daniel Alonso Ramírez

Universidad de La Laguna
Julio de 2021

Índice

Abstract	II
1. Introducción	1
1.1. La gammacámara.....	3
1.2. SPECT	5
1.3. Radiofármacos	7
2. Motivación y objetivos	9
3. Metodología	11
3.1. Pruebas realizadas.....	12
3.2. Medida de la calidad de imagen	14
4. Discusión de resultados	17
4.1. Modificación de la actividad de Tc.....	18
4.2. Modificación de las variables del SPECT	20
4.3. Evaluación de la calidad mínima para el diagnóstico médico	21
5. Conclusiones	23
6. Bibliografía	25
Apéndices	27
A. Tabla de radiofármacos en medicina nuclear.....	27
B. Maniquí Jaszczak	28

Abstract

The following work has been made by a student with the purpose of getting to know an area which is quite unknown for the physics students in the ULL. An area that is going through a great growth due to the investments done for supporting it and that is demanding more specialists every year. This work shows the procedure and the results of a study made with various objectives, but also serves as an introduction to the medical physics and the nuclear medicine for those who do not know about these subjects, so anyone can read and enjoy it.

Coming to the point, the main aim of the study is to ascertain in which manner does the reduction of three parameters, two of them of the SPECT and the other one of the Activity introduced into the Jaszczak Phantom, independently affect to the quality of the resulting tomography. These parameters are the time in every stop of the SPECT's detectors, the angle of rotation of the detectors between each stop and the Activity of radiopharmaceutical given to the patient before a SPECT. To achieve this goal, several tests are done changing the parameters and obtaining different tomographs corresponding to the various combinations of time, angle and dose of radiopharmaceuticals. These tomographs are analyzed using the software ImageJ, creating ROIs in the valuable areas and measuring the mean of the signal per pixel and the standard deviation. With these measures, two parameters are calculated in order to know about the resolution of the SPECT (FTC) and the quality of the results (SNR). Then, by calculating another parameter relative to the tomographs' quality (CNR) and using the Rose criterion it is estimated whether or not the images are valid for the clinical diagnosis and also how the diminution of the mentioned parameters affect the results.

The other objective of the study is to verify the result of an article that states that a SPECT can be reduced from 13 to 4 minutes without losing its diagnostic capacity.

Since in the study shown in the article, they only argue their theory with the opinion of seven doctors, it must be proven with empirical results in our study with the Rose criterion.

The decrease in time per test, in addition to assuming an improvement in patient comfort, could also improve the quality of the result since in a short test the patient would be less likely to move. With a significant reduction in the duration of the SPECTs, the number of tests that are carried out per day could also be increased and, being this a diagnostic test, the fact of being able to reduce the dose of radiopharmaceutical that is supplied to the patient will also be an advantage because of the reduction of the risk of negative effects of the gamma radiation that is emitted inside the body. A reduction in the dose used would also have as a consequence a decrease in the economic costs of the SPECT.

1. Introducción

Abstract

All the concepts to easily follow the study that has been carried out are introduced in this section, starting from scratch with medical physics, and more specifically nuclear medicine, explaining what are the tasks of a Medical Physics Expert. It is showed the functioning and the components of the equipment used, going through the gamma camera to then introduce the SPECT, mentioning the different types of radiopharmaceuticals for each purpose and the using of a Jaszczak Phantom.

La física médica es una rama de la física que consiste en aplicar los conocimientos científicos de este campo a la medicina. Se trata de una rama multidisciplinar ya que también hace uso de conceptos y técnicas específicas de la biología y de la medicina. Utiliza fundamentos físicos en diversas técnicas terapéuticas y establece criterios para aplicarlos en el área de la salud.

El principal encargado de las tareas del área de física médica en un centro médico es el Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Según el Real Decreto 220/1997 del 14 de febrero, por el que se crea y regula la obtención del Título oficial de Especialista en Radiofísica Hospitalaria:

La creación del título oficial de Especialista en Radiofísica Hospitalaria, además de atender a una demanda del sistema sanitario en una materia, como la utilización de radiaciones ionizantes, de la máxima trascendencia y creciente sensibilidad social, ... garantizarán una eficiente utilización de las radiaciones con fines sanitarios, en orden a conseguir la optimización del acto médico origen de dichos exámenes y tratamientos, y la adecuada protección radiológica de todo el personal expuesto a las mencionadas radiaciones [1].

El Especialista en Radiofísica Hospitalaria es el encargado de la dosimetría para pacientes de radioterapia, la dosimetría y control de calidad de unidades de tratamiento

y fuentes de radioterapia, el control de calidad en diagnóstico por imagen, el control de dosis para pacientes sometidos a pruebas diagnósticas con radiaciones ionizantes y la protección radiológica de forma general dentro del ámbito hospitalario. El radiofísico realiza tareas muy ligadas al tratamiento de los pacientes oncológicos en la radioterapia, como son el cálculo de tiempos de tratamiento, el diseño de las técnicas para el tratamiento o la determinación de la distribución de la energía distribuida en el interior del paciente. El radiofísico, como responsable de la protección radiológica en el hospital, tanto de pacientes como de personal, se encarga de estimar y optimizar, la dosis de radiación que se imparte como consecuencia de estas pruebas. Esto implica el diseño de los blindajes estructurales de las salas donde se instalan equipos emisores de radiación, la gestión de residuos radiactivos y el control de su evacuación, la valoración de dosis en diferentes lugares y bajo distintas circunstancias, el control de las dosis personales de los profesionales expuestos y la estimación la dosis asociada a los diferentes procedimientos diagnósticos y de terapia metabólica. En diagnóstico por imagen, donde se incluyen el radiodiagnóstico y la medicina nuclear, el radiofísico atiende a la necesidad del control de ciertas variables físicas para la obtención de imágenes con la calidad adecuada. Esto se consigue con el control de calidad de todo el equipamiento y análisis de la calidad técnica de imágenes, de los datos numéricos y de las exploraciones [2].

Nuestro estudio se desarrolla en el área de la medicina nuclear. Este área es el uso de radiofármacos en la medicina para el diagnóstico, la estadificación de la enfermedad, el tratamiento y el seguimiento de la respuesta de un proceso patológico [3]. Los procedimientos más frecuentes en medicina nuclear basan el diagnóstico en la valoración de imágenes, obtenidas a partir de la radiación que emite el trazador desde el interior del paciente. Estas imágenes representan la distribución tridimensional del trazador en el organismo, en un instante determinado y se denominan gammagrafías. Cuando el radiofármaco se emplea con una finalidad terapéutica, la radiación emitida pretende depositar una determinada dosis absorbida en un tejido concreto dentro del organismo [4].

1.1. La gammacámara

El equipo para la obtención de imágenes utilizado en medicina nuclear es la gammacámara, también conocida como cámara de Anger, creada por Hal Oscar Anger en el año 1958. Es un sistema de detección de radiación gamma "*in vivo*"¹ que permite obtener proyecciones, mediante imágenes bidimensionales, de la distribución en el organismo de un determinado trazador emisor de radiación gamma, previamente administrado al paciente.

Una gammacámara está compuesta por un cabezal detector acoplado a un soporte y éste conectado a una estación de trabajo. El soporte permite colocar el detector en distintas posiciones y orientaciones alrededor del objeto de estudio para obtener distintas proyecciones del mismo según sea conveniente. La estación de trabajo se utiliza para procesar y visualizar los resultados de las pruebas.

Los parámetros que caracterizan al conjunto colimador-detector son la resolución espacial y la sensibilidad. La sensibilidad es el ratio entre la cantidad de fotones que alcanza la superficie del detector frente a los que llegan al colimador. La resolución espacial es la capacidad de diferenciación entre dos puntos distintos próximos, que depende del tamaño de los orificios del colimador y afecta directamente a la calidad de la imagen resultante. Se distingue principalmente entre dos tipos de colimadores: los de apertura única y los de orificios múltiples, compuestos por una red hexagonal comúnmente de plomo. Según el tamaño y la separación de los orificios hexagonales se tienen colimadores para distintas funciones: para baja energía de alta resolución (LEHR), para baja energía de alta sensibilidad (LEHS) y de propósito general (MEGP). Además, dentro de los colimadores de orificios múltiples también existen de orificios múltiples paralelos (tamaño de la imagen proporcional a la distancia al objeto), convergentes (imagen ampliada) o divergentes (imagen menguada).

El detector de centelleo sólido está formado, además de por la fina ($\sim 6,35$ mm) lámina luminiscente de yoduro de sodio dopado con talio (NaI(Tl)), colocado sobre un conjunto de tubos fotomultiplicadores, cada uno contiene un circuito que amplifica la señal producida por la interacción de los fotones al incidir sobre la lámina.

¹ Expresión en latín que significa "que ocurre o tiene lugar dentro de un organismo".

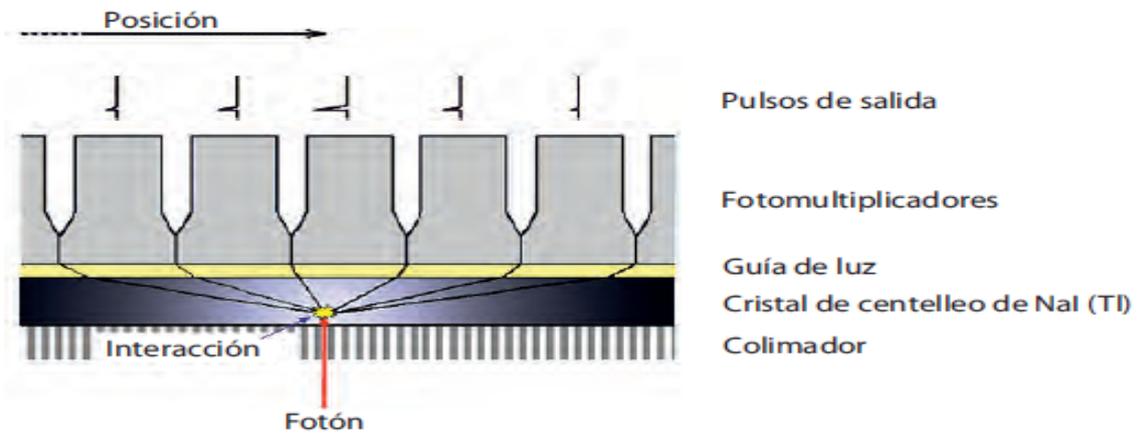


Figura 1: Esquema de los componentes del cabezal y la generación de la señal [4].

La imagen obtenida es la gammagrafía, una imagen digital en la que cada píxel se representa acorde con el número de fotones que han incidido sobre un punto concreto del detector. A los fotones que son detectados se les llama cuentas o sucesos. La imagen se visualiza en escalas de falso color o monocromáticas, otorgando un color o tono de gris determinado a cada rango de número de cuentas.

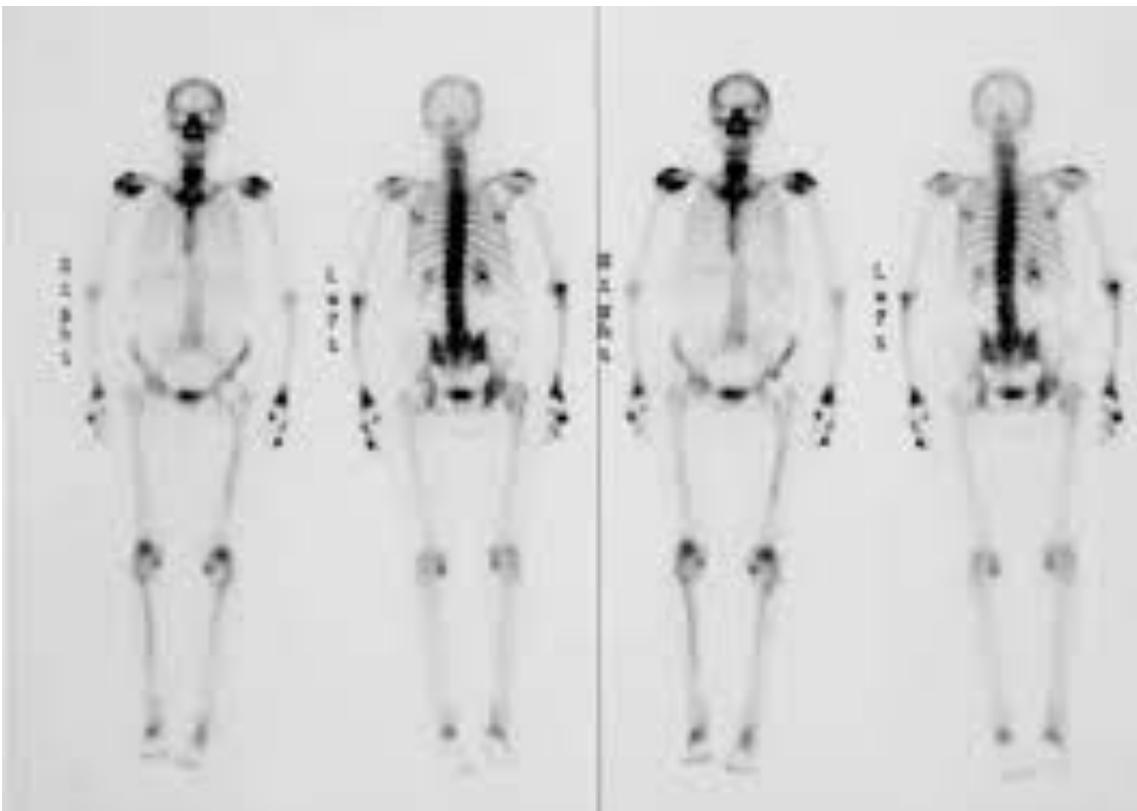


Figura 2: Ejemplo de gammagrafías de cuerpo entero

La gammacámara permite realizar varios tipos de estudios según las necesidades en cada caso. El más simple es el estudio estático, en el que se expone el detector a la zona de interés en una posición fija determinada durante un cierto tiempo o hasta conseguir recopilar un número de cuentas prefijado. Mediante la adquisición de varias pruebas estáticas cada cierto tiempo se consigue un estudio dinámico, una secuencia temporal de gammagrafías que permiten observar la dinámica del trazador dentro del organismo. Si se dispone de una camilla o un detector con capacidad de movimiento, es posible realizar un estudio de cuerpo entero (**Figura 2**), en el que se consigue una proyección anterior o posterior completa del paciente. Este tipo de estudio se suele utilizar en la gammagrafía ósea. El estudio en modo lista permite guardar la información de posición, de tiempo y de energía para cada cuenta adquirida por el detector, de esta manera es posible adaptar la imagen a cualquier tamaño o crear una secuencia dinámica [5].

1.2. SPECT

El tomógrafo de emisión de fotón único, conocido por sus siglas en inglés SPECT (single-photon emission computed tomography), es una gammacámara con la incorporación de la capacidad de rotación del cabezal detector alrededor del objeto de estudio para obtener distintas proyecciones de la distribución del trazador en una serie de ángulos previamente fijados. Con este conjunto de proyecciones, se realiza una reconstrucción con la distribución del radiotrazador en el interior del paciente evitando el inconveniente las posibles superposiciones de estructuras en las imágenes planas en las gammagrafías convencionales.

Para agilizar el proceso de rotación del detector alrededor del eje (paralelo al eje longitudinal del paciente), los SPECTs pueden incorporar más de un cabezal detector. Durante el giro los detectores, además de un movimiento circular, también pueden describir una trayectoria elíptica o incluso irregular, adaptándose a la forma del paciente y manteniendo una distancia mínima con su superficie. A la hora de realizar la prueba se deben ajustar ciertos parámetros: el arco sobre el que se tomarán las proyecciones, 180°

o 360°, en principio con más proyecciones se obtendrá un mejor resultado; el tamaño de la matriz de adquisición, es comúnmente 128x128 píxeles y el tiempo de exposición del detector en cada proyección, que de nuevo, una exposición más prolongada resultará en una imagen de mayor calidad [5].



Figura 3: Sistema SPECT/CT de dos cabezales.

Los SPECTs pueden incorporar un equipo de rayos X para realizar una tomografía computarizada (TC, o en inglés, CT). Este dispositivo, luego de haberse tomado la tomografía por emisión de fotones, emite un haz de rayos X colimado en la dirección del objeto de estudio y la radiación que no es absorbida por éste se detecta al otro lado obteniendo una proyección. Este proceso se repite sucesivamente cambiando el ángulo de emisión de la radiación con respecto al cuerpo de interés y con el conjunto de proyecciones el software reconstruye la imagen tomográfica [6]. El proceso es análogo al del SPECT, salvo que en este el emisor es el paciente y en el TC el emisor es el tubo de rayos X. La TC ayuda a identificar formas y contornos que el SPECT no capta, y la combinación de las dos tomografías proporciona información fiable y más fácil de interpretar para el especialista encargado de hacerlo. A los aparatos que combinan las dos técnicas se les llama SPECT/CT.

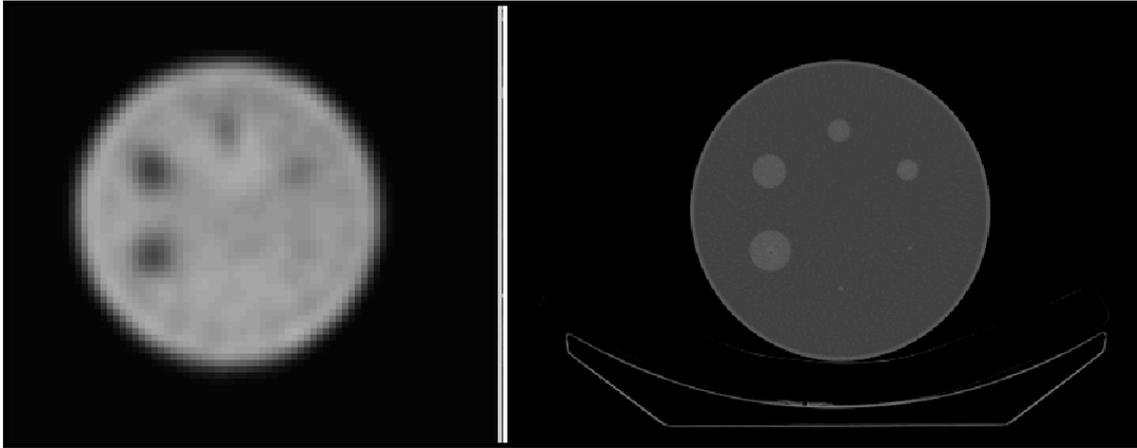


Figura 4: SPECT (izquierda) y TC (derecha) del maniquí Jaszczak.

1.3. Radiofármacos

Los radiofármacos son compuestos formados por un radionucleido y un fármaco, una sustancia química “vehículo” que conduce al radiofármaco al lugar del organismo que se desea estudiar o tratar. En algún caso puede administrarse directamente un radionucleido de forma pura sin ser necesario el uso de un fármaco, como para estudiar la ventilación pulmonar con ^{133}Xe , o para la inflamación, la infección o la observación de algunos tumores con ^{67}Ga . Cuando se combinan con un fármaco, éste debe comportarse de forma que permita el estudio de un órgano o una función. Para estudiar la función renal, por ejemplo, se utiliza el $^{99m}\text{Tc-MAG}_3$, un compuesto que se elimina mediante el riñón [4].

Para las pruebas diagnósticas es preferible utilizar radionucleidos² que suministren la mínima radiación posible al paciente que permita un resultado con calidad suficiente para el diagnóstico. Se busca que tengan un periodo de semidesintegración relativamente corto (del orden de horas o pocos días), que emitan más radiación gamma y que ésta sea de un rango concreto de energía. Los más utilizados para este propósito (en el SPECT) son el ^{99m}Tc , el ^{111}In , el ^{123}I , el ^{131}I y el ^{201}Tl . El ^{99m}Tc es un isómero nuclear metaestable con una vida media de ~ 6 horas, que decae a ^{99}Tc emitiendo únicamente rayos gamma de 140 keV de energía. Es el

² Ver en el Apéndice A la tabla de radiofármacos por prueba.

radioisótopo que más se utiliza para las pruebas diagnósticas, se estima que se emplea en un 80% de las prácticas de medicina nuclear [7].

Para la terapia se emplean, en general (alguno coincide), radionucleidos distintos que en el diagnóstico ya que en estos procedimientos se pretende suministrar una dosis absorbida mayor pero de forma local, sin irradiar los tejidos sanos de alrededor de la zona de interés. Esto se consigue mediante el uso de radionucleidos emisores de radiación beta y con un periodo de semidesintegración más largo (del orden de decenas días). Se ha de elegir un fármaco que se fije en el lugar adecuado y que se elimine el residuo rápidamente o bien que no pueda salir del objetivo a tratar [4].

2. Motivación y objetivos

Abstract

The aim of this work is to empirically demonstrate the validity of the UF-SPECT/CT introduced by Zacho HD et al. [8]. It is also intended to verify the relationship between the reduction of the parameters that affect to the total time that takes to do a SPECT and the quality of the tomography, as well as a decrease in the radioactive Activity inside the patient. If they were valid, these changes would mean a greater number of SPECTs done in a day and an increase on the safety and confort of the patients.

La calidad de imagen de un sistema SPECT está relacionada con el tiempo de adquisición, la actividad y el número de proyecciones. Se pretende, mediante un análisis puramente práctico, encontrar de qué manera se puede optimizar el uso del equipo, tanto en tiempo de duración de cada prueba, como en cantidad de radiofármaco utilizado en la prueba. La disminución del tiempo por prueba, además de suponer una mejora en la comodidad del paciente podría también mejorar la calidad del resultado ya que en una prueba corta sería menos probable que el paciente se moviera. Con un recorte significativo en la duración de las pruebas también se podría aumentar el número de ellas que se realizan por día y, siendo esta una prueba diagnóstica, el hecho de poder rebajar la dosis de radiofármaco que se suministra al paciente será también una ventaja al reducir la dosis que recibe el paciente. Una reducción en la actividad utilizada, también tendría como consecuencia un descenso en los costes económicos de la prueba.

Existe también una motivación personal para la realización de este estudio. Se pretende tener una toma de contacto con una rama de la física aplicada que comprende una salida profesional que no se menciona, ni siquiera de manera anecdótica, durante

los cuatro cursos del grado en Física de la Universidad de La Laguna. Siendo un campo tan desconocido, así como potencialmente interesante, y ante la falta de asignaturas relacionadas y la imposibilidad (al menos durante el curso 2020-2021) de realizar las prácticas en este ámbito, el trabajo de fin de grado resulta la única alternativa para conocerlo.

El estudio que nos ocupa tiene como referencia un artículo, publicado en el 2017, que exponen los resultados de un estudio realizado en el Hospital Universitario de Aalborg, Dinamarca, en el que durante 7 meses se realiza un seguimiento a 104 pacientes diagnosticados con cáncer a los que se les efectúan gammagrafías óseas de cuerpo entero por la sospecha de una posible metástasis en los huesos. En el artículo se afirma poder reducir el tiempo de una prueba SPECT/CT con un tiempo estándar de 13 minutos y 20 segundos a 4 minutos y 50 segundos obteniendo un resultado con suficiente calidad diagnóstica. Para conseguir hacer la prueba en ese tiempo, reducen a la mitad tanto el número de proyecciones que se toman como el tiempo que se dedica a obtener cada proyección, esto es, pasar de 32 a 16 proyecciones (aumentando el ángulo de giro entre cada parada del detector) y de 20 a 10 segundos de tiempo de adquisición por proyección. En el mismo se concluye: “Using UF-SPECT/CT³, the SPECT acquisition time can be reduced by 75% without compromising diagnostic confidence” [8]. En el estudio de referencia las pruebas diagnósticas son evaluadas por cuatro médicos nucleares con al menos 7 años de experiencia. Esta es la única verificación para evaluar la calidad de los resultados la prueba UF-SPECT/CT.

Los objetivos principales que se proponen para este proyecto son:

- Comprobar cómo afecta en la calidad de los resultados la modificación de los dos parámetros del SPECT y del parámetro referente a la actividad: tiempo de adquisición por proyección, ángulo de barrido entre proyecciones y dosis de radiofármaco.
- Demostrar la validez de la prueba UF-SPECT/CT evaluándola en un objeto de test para valorar la calidad de imagen.

³ UF por ultra-fast, según nombran su método.

3. Metodología

Abstract

In this chapter it is explained the method and instruments used for the data collection and treatment in the study. Tables are shown with the different parameters used in each test. The measurements and the operations done for getting the data of interest are shown, as well as the handling of the data for a more proper representation.

El estudio se lleva a cabo en el Hospital Universitario de Canarias (HUC) y se hace uso de un equipo SPECT/CT modelo Discovery 670 NM de la marca General Electrics, que cuenta con dos cabezales detectores rectangulares y una camilla móvil de fibra de carbono de baja atenuación que le permiten hacer gammagrafías planas, de cuerpo entero y SPECT/CT. Se utiliza un maniquí Jaszczak⁴ circular con borde y esferas con diámetros de 31.8, 25.4, 19.1, 15.9, 12.7 y 9.5 milímetros y barras de 12.7, 11.1, 9.8, 7.9, 6.4 y 4.8 milímetros de diámetro y se rellena con ^{99m}Tc y agua. Se utilizan colimadores LEHR, que son los adecuados para obtener imágenes con este radiofármaco.

Para la toma de datos y su posterior manipulación y representación se reproduce el procedimiento utilizado por Prado et al [9]. Los autores utilizan un maniquí Jaszczak, al que se le realiza una prueba SPECT y otra PET, de las que se estudian tres cortes axiales en diferentes regiones del maniquí: la región uniforme, la región de esferas frías y la de cilindros fríos. Sobre estos cortes, crean un código que automáticamente calcula, en determinadas zonas, la media y la desviación estándar del valor del píxel que es proporcional al número de cuentas, y con estos valores se obtienen los parámetros que servirán como indicadores de calidad.

⁴ Ver Apéndice B.

3.1. Pruebas realizadas

La toma de datos del estudio se puede resumir en dos conjuntos de pruebas SPECT realizadas al maniquí, obteniéndose los resultados útiles del segundo conjunto. Todas las pruebas se hicieron con una matriz de 128x128, zoom de factor 1 y con una TC protocolizada para la prueba ósea de tres fases (dura 2 minutos).

La primera fase consistió en un grupo de medidas con dos objetivos, la toma de contacto con el sistema SPECT/CT y para definir una metodología a seguir en el resto de pruebas. Se realizaron 4 pruebas en las que se variaron el ángulo de giro de los detectores entre proyecciones y el tiempo de exposición en cada proyección, no se realizó ninguna prueba variando la actividad de tecnecio. Con una actividad inicial de 22.3 mCi al cargar el maniquí, se efectuaron las siguientes medidas:

	Tiempo/Imagen [s]	Giro/Imagen [°]	Imágenes	Actividad [mCi]
Prueba 1	20	6	30	14.48
Prueba 2	15	7.5	24	12.64
Prueba 3	10	15	15	12.45
Prueba 4	5	22.5	8	12.24

Tabla 1: Pruebas realizadas durante la primer sesión práctica.

La actividad en el momento de la medida se calcula con la ecuación del decaimiento radiactivo:

$$(1) \quad A(t) = A_0 \cdot e^{-\frac{\ln(2)}{T_{1/2}} \cdot t}$$

Donde A_0 es la actividad inicial, $T_{1/2}$ es el tiempo de vida media del radioisótopo que para el ^{99m}Tc es 6.049 horas y t es el tiempo en horas transcurrido desde que se carga el maniquí hasta que se realiza cada prueba.

Habiendo realizado el primer grupo de medidas como ensayo, para las siguientes se decidió escoger los grados de giro como números enteros por comodidad y que no transcurriese tanto tiempo entre la carga del maniquí y las pruebas para tener una mayor actividad.

La prueba con todos los parámetros típicos de una tomografía ósea de tres fases en la práctica clínica es la p22mCi20s6°. A partir de ella se varía la dosis en las pruebas p19mCi20s6° y p10mCi20s6°, y se varía el tiempo total mediante los parámetros angular y temporal en todas las demás. La prueba p22mCi10s15°, siendo la más parecida a la ultra-fast del estudio de referencia (con 4 proyecciones menos), será la utilizada para demostrar su validez.

	Tiempo/Imagen [s]	Giro/Imagen [°]	Nº de Imágenes	Actividad [mCi]
p22mCi20s6°	20	6	30	21.91
p19mCi20s6°	20	6	30	19.95
p10mCi20s6°	20	6	30	11.62

Tabla 2: Pruebas con distintas actividades e igual tiempo y ángulo.

	Tiempo/Imagen [s]	Giro/Imagen [°]	Nº de Imágenes	Actividad [mCi]
p22mCi20s6°	20	6	30	21.91
p22mCi10s15°	10	15	12	21
p22mCi5s20°	5	20	9	20.6

Tabla 3: Prueba de referencia, UF y UF-Plus.

	Tiempo/Imagen [s]	Giro/Imagen [°]	Nº de Imágenes	Actividad [mCi]
p22mCi20s6°	20	6	30	21.91
p22mCi20s9°	20	9	20	22.45
p22mCi20s15°	20	15	12	21.89
p22mCi20s20°	20	20	9	21.48

Tabla 4: Pruebas con distinto número de imágenes. Mismo tiempo y actividad similar.

	Tiempo/Imagen [s]	Giro/Imagen [°]	Nº de Imágenes	Actividad [mCi]
p22mCi20s6°	20	6	30	21.91
p22mCi15s6°	15	6	30	21.03
p22mCi10s6°	10	6	30	20.44
p22mCi5s6°	5	6	30	19.98

Tabla 5: Pruebas con distinto tiempo por imagen. Mismo ángulo y actividad similar.

3.2. Medida de la calidad de imagen

Una vez obtenidas todas las imágenes se valora la calidad de imagen utilizando el programa ImageJ, un programa de código abierto desarrollado en Java, para medir sobre estas los parámetros necesarios para evaluar su calidad. Se utiliza este programa para manejar los archivos en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), que es el formato estándar de imágenes médicas.

De cada prueba se escogen tres cortes en determinadas alturas del maniquí. El primero es el corte uniforme, en la región del maniquí donde no hay ningún objeto sólido y en ella se observa la distribución homogénea del radiofármaco en el maniquí, que debe ser uniforme. El segundo es el corte donde aparecen las seis esferas, idealmente se debe utilizar una imagen en la que las esferas aparezcan cortadas por el centro siendo los círculos de igual diámetro que las esferas. El último es en la zona inferior del cilindro, donde están las barras sólidas distribuidas en áreas triangulares y agrupadas según su diámetro, en esta zona no es necesario ser tan preciso con la imagen que se escoge.

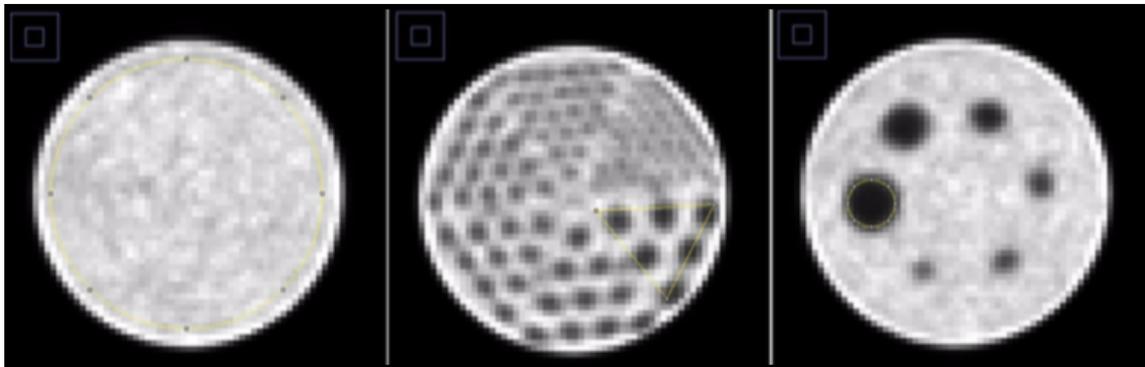


Figura 5: Ejemplo del método de medida en cada uno de los cortes [9].

Una vez encontradas las imágenes adecuadas de cada prueba se mide la media, μ (que corresponde al valor medio de píxel), y la desviación estándar, σ (que en general corresponde al ruido), utilizando ROIs (region of interest) colocadas en zonas concretas de las imágenes. Para el corte uniforme se crean tres ROIs circulares: una en el centro del maniquí igual al contorno interior del mismo (blanca), otra fuera del maniquí en la zona de aire (negra) y por último sobre sobre la interfaz del maniquí, conteniendo aproximadamente la mitad dentro y la mitad fuera del círculo (blanco-negro). Al medir

en estas ROIs se obtiene: μ_b , μ_n , μ_{bn} , σ_b , σ_n y σ_{bn} . De estos parámetros se descartan μ_n y μ_{bn} ya que no se utilizan. En el corte de las esferas se crean 6 ROIs circulares, una sobre cada uno de los cortes circulares de las esferas y de su mismo diámetro, y se mide únicamente la media obteniendo $\mu_{e,i}$ ($i=1, \dots, 6$). Por último, en el corte de los cilindros se crean 6 ROIs triangulares, una por cada zona de barras, y se mide la desviación estándar $\sigma_{c,i}$ ($i=1, \dots, 6$). En ambos casos el orden en que se mide es de mayor a menor diámetro.

Con estos parámetros se define la función de transferencia de contraste (FTC) [9], que mide cómo un sistema de imagen transfiere el contraste en función de la resolución del objeto. Es característica de cada sistema de imagen. También la relación señal-ruido (SNR⁵) [10], que mide la relación entre la señal y el ruido en una imagen dándonos una idea del contraste y por tanto de su detectabilidad.

$$(2) \quad FTC_i = \frac{\sqrt{\sigma_{c,i}^2 - \sigma_r^2}}{\sigma_{bn}}$$

Donde $\sigma_r^2 = \frac{1}{2}(\sigma_b^2 + \sigma_n^2)$ es el ruido.

$$(3) \quad SNR_i = \frac{\mu_b - \mu_{e,i}}{\sigma_b}$$

La capacidad para distinguir objetos en una imagen tomográfica depende del contraste entre el fondo y el objeto a observar, y del ruido en el medio en que se encuentra, lo que se denomina relación contraste-ruido (CNR⁶). La CNR se obtiene de la siguiente manera:

$$(4) \quad CNR_i = SNR_i \cdot \sqrt{n_i}$$

Donde n es el área en píxeles de la lesión u objeto a estudiar.

⁵ Siglas del inglés signal-to-noise ratio.

⁶ Siglas en inglés de contrast-to-noise ratio.

El proceso de creación de ROIs y medida fue automatizado mediante macros (macroinstrucciones), textos en forma de código que permiten grabar (o programar) y posteriormente ejecutar una serie de acciones sobre la imagen que se está tratando. De esta manera se aseguró que el proceso de medida fuera idéntico en todas las pruebas y no se introdujo un error humano al delinear las ROIs manualmente.

4. Discusión de resultados

Abstract

The results are evaluated based on whether they meet the requirements to be used for the diagnosis, stated by the Rose criterion. It is found that the decrease in the radioactive dose used does not deteriorate significantly the results and it is found the more efficient combination of time parameters for the SPECT.

Una vez representadas las curvas FTC y SNR de cada una de las pruebas se analizan los resultados para evaluar los objetivos propuestos. Como ya se ha

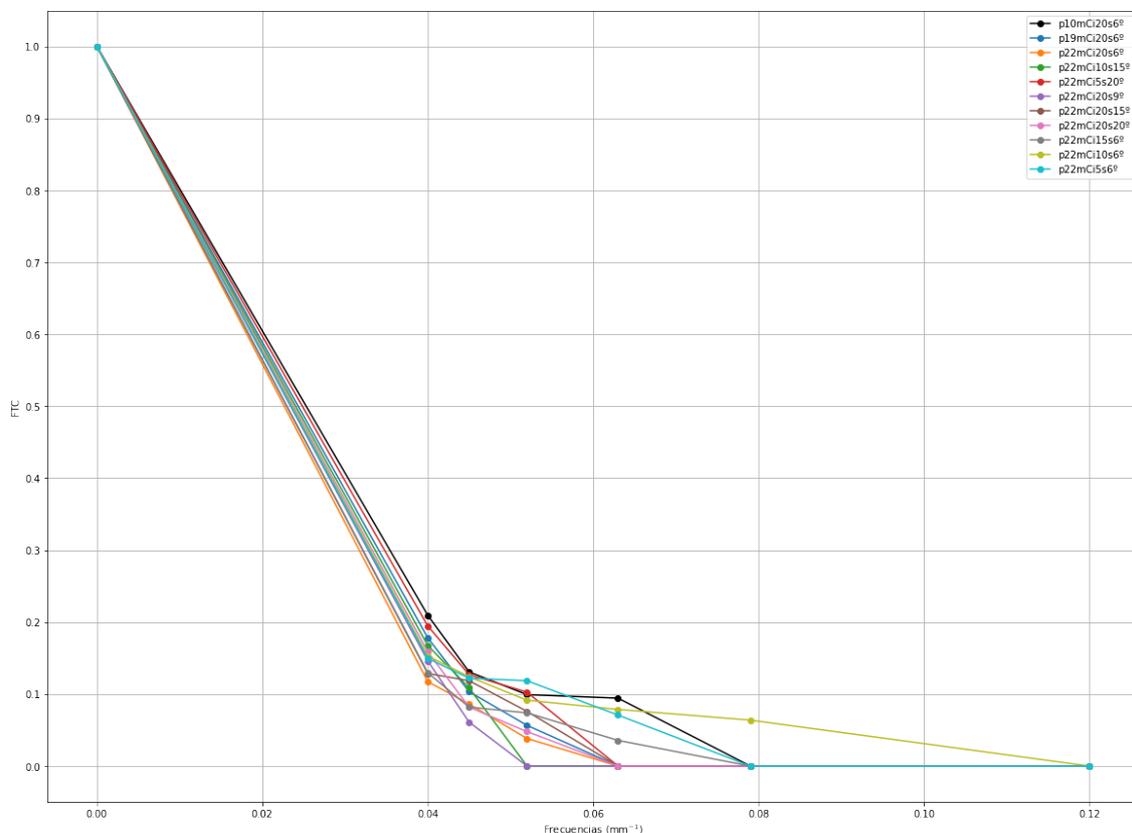


Figura 6: Representación de las curvas FTC de las pruebas SPECT.

mencionado, el corte de los cilindros sirve para medir la FTC del SPECT y dado que no se ha cambiado el colimador y se ha mantenido la distancia entre el cabezal y el maniquí es decir el sistema de medida es igual, todas las curvas FTC son relativamente similares.

Se comprueba que la FTC del SPECT es considerablemente baja y no existen diferencias notables entre los resultados de las pruebas, estando todas en el mismo rango de 0-0.2. Para valorar la calidad diagnóstica de las imágenes se recurre a los cortes de las esferas y se analizan las curvas CNR, proporcionales a las SNR que serán definidas más adelante.

4.1. Modificación de la actividad de ^{99m}Tc

La reducción de dosis de radionucleido no muestra una tendencia a empeorar la calidad de las pruebas. Comparando las distintas pruebas en las mismas condiciones de tiempo y ángulo, no se observa un cambio notable en el resultado, siendo la diferencia de actividad radiactiva más pequeña de 2 mCi. El caso más destacado se da entre las pruebas p22mCi20s6° y p10mCi20s6°, en el que una diferencia de ~10 mCi tampoco supone ningún empeoramiento del resultado.

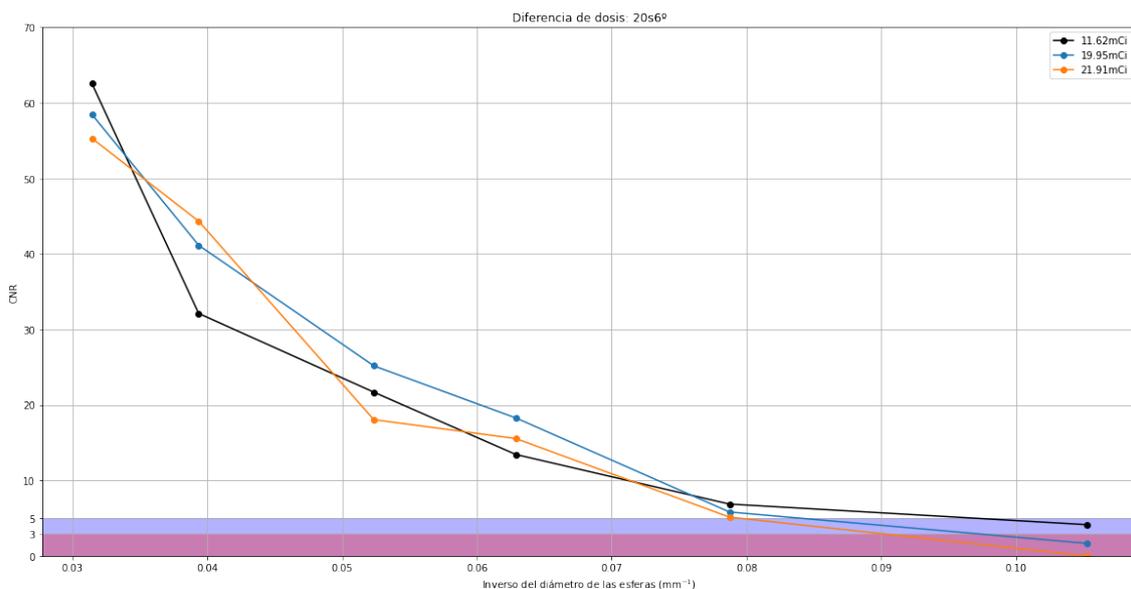


Figura 7: Curvas CNR de pruebas idénticas a distintas actividades.

En este caso se observa que las dos últimas esferas, especialmente la más pequeña, alcanzan valores más altos en la prueba de actividad menor, siendo la única prueba en la que se distinguen todas las esferas según el criterio de Rose. Esto indicaría que para objetos pequeños, la reducción de la actividad no sólo no empeora el resultado sino que lo mejora. Esto ocurriría debido a que tenemos lesiones frías en un fondo caliente y las zonas oscuras aparecerían “quemadas”, de la misma manera que una fotografía sobreexpuesta. Para respaldar esta idea, aunque no sirva como argumento de peso, se puede observar a simple vista que, siendo las barras cilíndricas más grandes del mismo diámetro que la quinta esfera del maniquí (12.7 mm), los círculos de estas barras se distinguen en las tomografías de todas las pruebas mientras que la quinta esfera aparece de manera difusa o no aparece. Sucede porque en la zona inferior del maniquí, donde se encuentran las barras, hay un volumen sólido más grande sin material radiactivo y menos cantidad de material radiactivo en medio, por lo que al detectar un menor número de cuentas se evita este efecto que tapa la esfera fría y aparecen más claramente los círculos asociados a los cilindros.

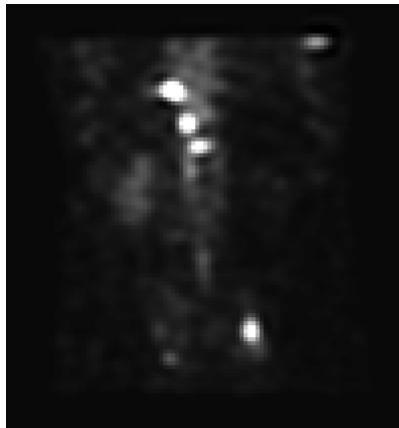


Figura 8: Corte coronal de una tomografía de cuerpo completo con lesiones.

La mejora del resultado al disminuir la actividad para objetos pequeños solo ocurre cuando se observa un objeto frío sobre un fondo radiante. En estos casos la mejora de la imagen puede ser de gran ayuda ya que resulta complicado distinguir una esfera fría de 12.7 mm e imposible una de 9.5 mm, como se ha comprobado. Al no disponer de un maniquí Jaszczak con esferas rellenables, en este estudio no se puede demostrar con el mismo método utilizado hasta ahora que un objeto que irradia sobre un

fondo frío se observa mejor que el caso ya estudiado, pero en la tomografía de cuerpo completo de una prueba clínica (**Figura 8**) se observan múltiples lesiones, siendo la más pequeña de ~ 1 cm.

4.2. Modificación de las variables del SPECT

Para comprobar cómo afecta el cambio en los parámetros que afectan a la duración del SPECT, se agrupan y comparan las pruebas realizadas con el mismo tiempo de exposición por proyección variando el ángulo entre proyecciones por una parte, y las desarrolladas con el mismo ángulo pero a diferentes tiempos de exposición. Se elige como prueba de referencia en ambos casos la $p22mCi20s6^\circ$, ya que tiene los parámetros estándar de una tomografía ósea siendo estos el mayor tiempo y el menor ángulo, de forma que las pruebas a comparar tendrán una duración total menor.

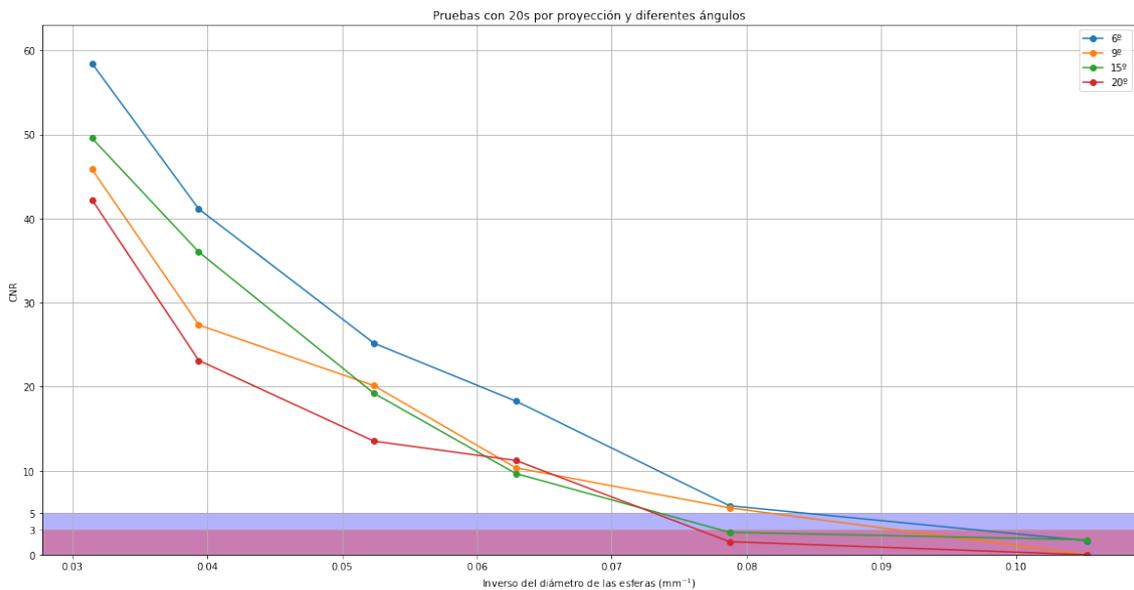


Figura 9: Curvas CNR de pruebas en las que se varía el ángulo entre proyecciones.

En ninguna de las dos gráficas (**Figura 9** y **Figura 10**) se aprecia que alguno de los parámetros sea menos influyente en el resultado. La prueba estándar es claramente superior en las cuatro primeras esferas, cayendo al mismo nivel en la quinta (no se tiene en cuenta la sexta porque no es visible en ninguno de estos casos).

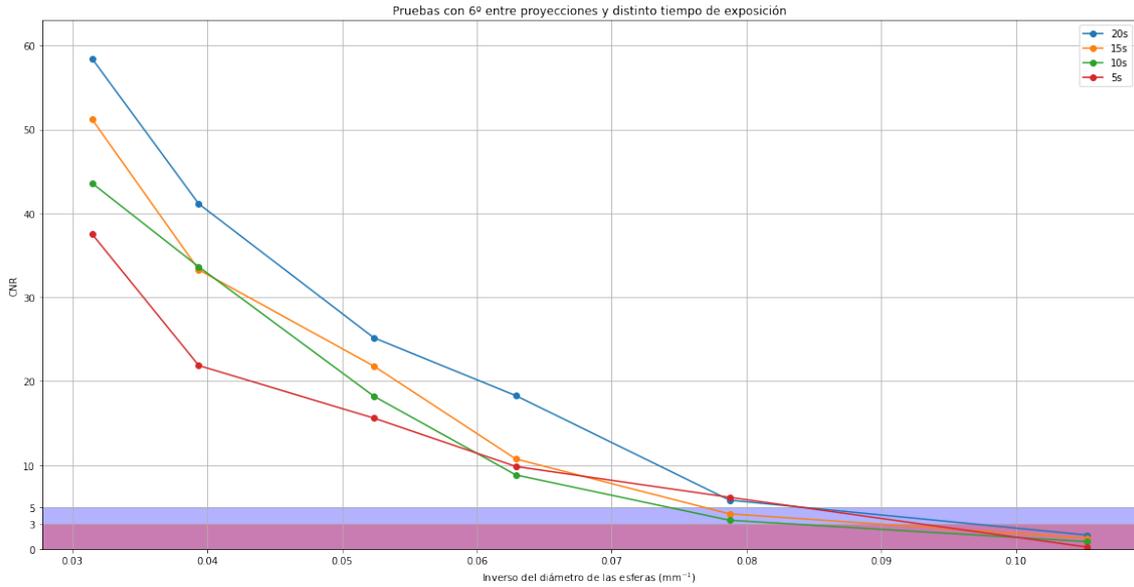


Figura 10: Curvas CNR de pruebas en las que se varía el tiempo de exposición.

4.3. Evaluación de la calidad mínima para el diagnóstico médico

Con respecto al segundo objetivo que se plantea para el estudio, es necesario disponer de al menos una manera numérica de comprobar si la calidad de una tomografía es suficiente para el diagnóstico clínico. Se plantean dos métodos distintos para ello: el criterio de Rose y la ecuación de Curie [10].

El criterio de Rose establece que para ser distinguible, el CNR del objeto debe estar por encima del rango de entre 3 y 5. Este valor no es exacto ya que depende de la forma del objeto y de la experiencia de la persona encargada de valorar la imagen. El otro método para valorar la calidad de imagen es la ecuación de Curie. Este establece que para tener un porcentaje de falsos positivos y falsos negativos inferior a 5%, la media del objeto de interés, en nuestro caso las esferas, debe satisfacer la siguiente ecuación (adaptada a nuestro estudio):

$$(5) \quad \mu_{e,i} - \mu_b \approx 4.653\sigma_b \Rightarrow SNR_i \approx 4.653$$

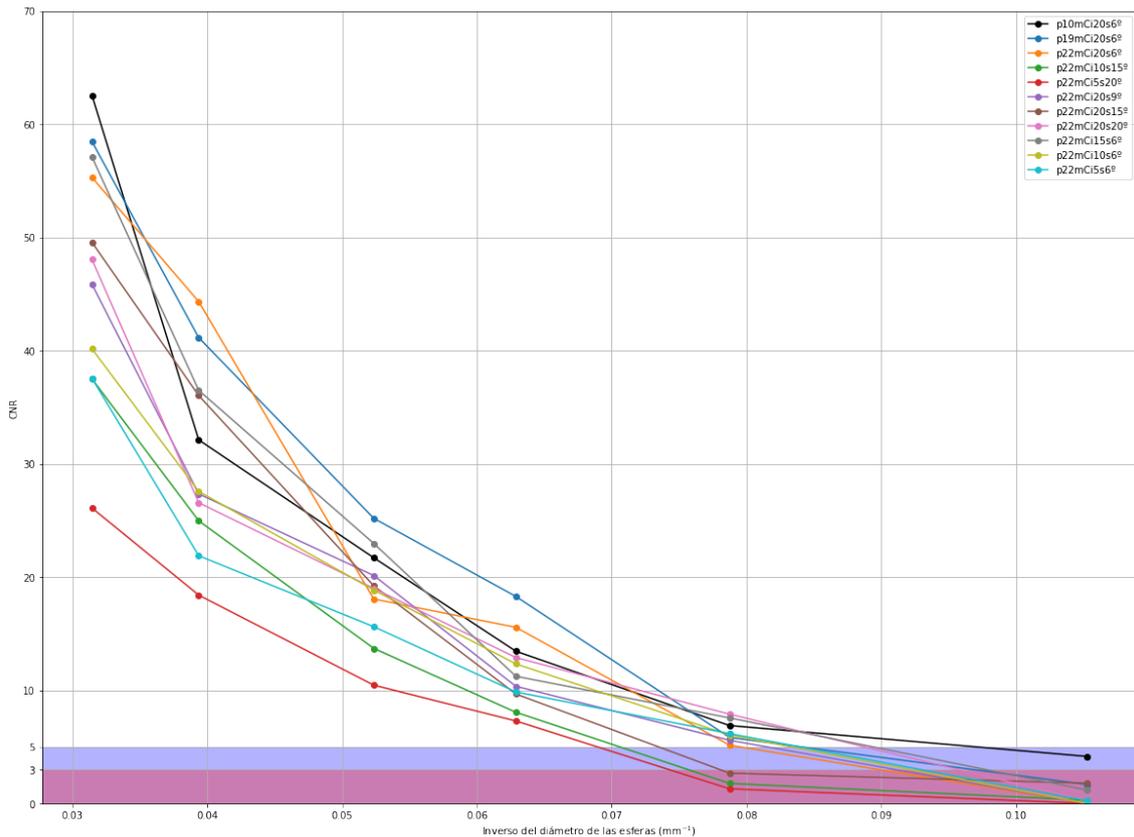


Figura 11: Representación de las curvas CNR con los límites de Rose.

Por debajo del valor de la ecuación de Curie existen esferas fácilmente identificables, mientras que los límites representados mediante el método de Rose se ajustan adecuadamente a lo que un observador estándar puede apreciar⁷, por lo que se elige este método como sistema de evaluación del límite de lo diagnosticable. La ecuación de Curie puede no ser adecuada para este estudio al tener objetos fríos, es probable que ese valor se ajuste a pruebas con lesiones calientes.

Se aprecia que la curva asociada a la prueba p22mCi10s15° está por encima del límite diagnosticable para las cuatro primeras esferas, estando la quinta y la sexta por debajo del límite. Esto es, las esferas fácilmente reconocibles es todas las pruebas, también los son en la ultra-fast, y las que están en el límite o por debajo en la mayoría de los casos, son las mismas que para la p22mCi10s15°. Con este resultado se demuestra que la UF-SPECT/CT es válida como prueba diagnóstica.

⁷ Con este criterio se obtiene una cota inferior alta y se es conservador en el resultado del estudio, un profesional en una prueba real podría detectar lesiones por debajo de este límite.

5. Conclusiones

Abstract

All the objectives of this work have been accomplished. The achievements that have been reached are exposed one by one, including a recommendation on how to do the best SPECT in different situations and how would be the path to follow if continuing with this study in the future.

Después de haber analizado los resultados del estudio se han cumplido los dos objetivos propuestos y llegando incluso a profundizar más en algunos aspectos. Se finaliza el estudio con las siguientes conclusiones:

- Para estudios de lesiones frías, la disminución del radiofármaco administrado no afecta negativamente al resultado de la prueba, pudiendo llegar a mejorarlo en objetos pequeños (~ 1 cm).
- La disminución del tiempo de exposición por imagen y del número de proyecciones para la formación de la tomografía degradan el resultado como se esperaba y no se encuentra que ninguno de los dos parámetros sea más influyente que el otro.
- Todas las pruebas realizadas cumplen los requisitos necesarios para el diagnóstico de lesiones mayores de 15.9 mm, incluida la prueba análoga al UF-SPECT/CT.
- La reducción al mínimo del tiempo empleado en realizar un SPECT ($p22mCi5s20^\circ$), no afecta a la utilidad en el diagnóstico de la prueba.

Los resultados alcanzados en este estudio deben ser corroborados fuera de las limitadas condiciones en las que se ha realizado. Para continuar, se debería repetir íntegramente con un maniquí de esferas rellenables para comprobar la validez de los resultados en estudios de lesiones calientes. A continuación se realizaría un estudio

análogo con tomografías de pruebas diagnósticas con pacientes reales. De resultar fructíferos estos estudios, supondrían la reducción del tiempo por prueba y la administración de una dosis menor de material radiactivo administrada al paciente para estas pruebas diagnósticas.

6. Bibliografía

- [1] Real Decreto 220/1997, de 14 de febrero, por el que se crea y regula la obtención del título oficial de Especialista en Radiofísica Hospitalaria. BOE. Publicado en «BOE» núm. 52, de 1 de marzo de 1997, páginas 6914 a 6918 (5 págs.). Disponible en <https://www.boe.es/buscar/doc.php?id=BOE-A-1997-4378>.
- [2] Sociedad Española de Física Médica [Internet]. Radiofísica Hospitalaria (ES); [citado 2021 Jun 2]. Disponible en: <https://sefm.es/radiofisica-hospitalaria/>
- [3] Bailey DL, Humm JL, Todd-Pokropek A, van Aswegen A. *Nuclear Medicine Physics: a handbook for students and teachers*. Vienna. International Atomic Energy Agency; 2014.
- [4] Brosed A, Puchal R. *Fundamentos de Física Médica Volumen 6. Medicina nuclear: bases físicas, equipos y control de calidad*. Sociedad Española de Física Médica; 2014.
- [5] Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*. 4th edition. Philadelphia. Elsevier Saunders; 2012.
- [6] Brosed A, Ruiz P. *Fundamentos de Física Médica Volumen 2. Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*. Sociedad Española de Física Médica; 2014.
- [7] *Replacement Nuclear Research Reactor- Environmental Impact Statement*, ANSTO (Australian Nuclear Science and Technology Organisation) and PPK environmental consultants, página 6-9, "A. Production of Medical Radiopharmaceuticals", "Currently around 80 percent of all nuclear medicine procedures use the radioisotope technetium-99m..."

- [8] Zacho HD, Manresa JAB, Aleksyniene R, Ejlersen JA, Fledelius J, Bertelsen H, et al. *Three-minute SPECT/CT is sufficient for the assessment of bone metastasis as add-on to planar bone scintigraphy: prospective head-to-head comparison to 11-min SPECT/CT*. EJNMMI Res. 2017;7:1. doi: 10.1186/s13550-016-0252-1.
- [9] Prado A, Martínez LC, Rot San Juan MJ, Lozano M, et al. *Cuantificación de calidad de imagen global en SPECT y PET con maniquí Jaszczak y desarrollo de una macro ImageJ para su medida*. Poster presentado en: 6º Congreso Conjunto SEFR-SEPR. 2019 Jun 11-14. Burgos.
- [10] Bao Q, Chatziioannou AF. *Estimation of the minimum detectable activity of preclinical PET imaging systems with an analytical method*. Med Phys. 2010;37(11):6070–83. pmid:21158319

Apéndices

A. Tabla de radiofármacos en medicina nuclear

ACTIVIDAD ADMINISTRADA Y DOSIS EFECTIVA EN MN										
CÓDIGO	EXPLORACIÓN	RADIOFÁRMACOS	ACTIVIDAD ADMINISTRADA			DOSIS EFECTIVA (mSv)		VÍA ADM.	NRD del RD 1841/1997	
			Adultos	Pediatría (acris, según tablas EAMM para 4, 10, 18, 30 kg)	Adultos	Pediatría (separación para 1 y 13 meses y 5 y 10 años)				
CARDIOLOGÍA	263025	SPECT miocárdica de perfusión en reposo	Tc99m-MIBI	20-25 mCi		6,7 - 8,3		ev	925 MBq (25 mCi)	
	263033	SPECT miocárdica de perfusión en esfuerzo	Tc99m-MIBI	20-25 mCi		5,8 - 7,3		ev		
	263017 / 263092	Ventriculografía isotópica de equilibrio (FEVI)	Tc99m-PYP	20-25 mCi		4,2 - 5,3		ev		
	263017	Gamma. cardiaca DPD	Tc99m-DPD	20 mCi		4		ev		
	263270	SPECT sincronizada de perfusión miocárdica (gated SPECT)	Tc99m-MIBI	25 mCi		8		ev		
	262532	Gamma. miocárdica de inervación	I 123-MIBG	10 mCi		5		ev		
	263076	Gamma. de cortocircuito cardiaco I-D	Tc99m-DTPA	5-10 mCi	1,03 / 1,78 / 2,49 / 3,35	0,91 - 1,8	0,61 / 0,59 / 0,83 / 1,02	ev		
NEUMOLOGÍA	263009	Gamma. de perfusión pulmonar	Tc99m-MAA	5-7 mCi	< 10 kg: 0,08 - 0,4 mCi 10-20kg: 0,4 - 1,2 mCi 20-35 kg: 1,2 - 2,4 mCi 35-50 kg: 2,4 - 4 mCi	2 - 2,85	0,63 / 0,52 / 0,84 / 0,88	ev	296 MBq (8 mCi)	
	264589	Gamma. de ventilación pulmonar	Tc99m (Technegas)	2-7 mCi	2,7 / 3,6 / 5,87 / 9,08 mCi (min. 2,7)	1,1 - 3,9	8,7 / 6,2 / 10,2 / 10,4	inh		
	262395	Cuantificación radioisotópica pulmonar	Tc99m-MAA	5 mCi	0,27 / 0,41 / 0,67 / 1,04 mCi	2	0,63 / 0,52 / 0,84 / 0,88	ev		
	263623	SPECT de receptores de somatostatina (Octreotido)	In-111-DTPA	6 mCi	0,5 / 1,4 / 2,5 / 4,1	12	5,6 / 8 / 9 / 10,65	ev		
VASCULAR	264060	Linfogammagrafía	Tc99m-nanocoloide	2 mCi		1		sc		
OSTEOARTICULAR	262006 / 262073	Gamma. ósea de cuerpo completo/diferida	Tc99m-HMDP	20-25 mCi	1,1 / 2,6 / 4,2 / 6,5 mCi		4,2 - 5,3	ev	1110 MBq (30 mCi)	
	263420 / 263658	Gamma. ósea selectiva de 3 fases/diferida	Tc99m-HMDP	20-25 mCi			4,2 - 5,3	ev		
	263455	Gamma. de médula ósea	Tc99m-HSA nanocoloide	15-25 mCi	3,99-5,64	0,65 / 1,54 / 2,51 / 3,89	1 / 1,31 / 2,14 / 2,16	ev		
	262023 / 260270	Gamma. ósea con leucocitos marcados/diferida	Tc99m-HMPAO	20-25 mCi	1,08 / 2,57 / 4,19 / 6,49	6,9 - 8,6	1,96 / 2,56 / 4,18 / 4,08	ev	370 MBq (10 mCi)	
	263439 / 263674 / 263682	SPECT ósea/3 fases +/- TC ósea	Tc99m-HMDP	20-25 mCi	1,1 / 2,6 / 4,2 / 6,5 mCi	(4,2 - 5,3) + 2	1,08 / 1,33 / 2,17 / 2,64	ev	1110 MBq (30 mCi)	
RASTRO TUMORAL	263543 / 262073	Linfogamma. del ganglio centinela	Tc99m-nanocoloide	3 mCi		1		intratumoral		
	261089 / 261150	Rastreo gammagráfico CC con I 131 (según. postablación)	I 131	5 mCi		1961 (capt. 15%)		vo		
	262532 / 261038	Rastreo gammagráfico CC con MIBG	I 123-MIBG	10 mCi	1 / 2,05 / 3,35 / 5,19	5	2,5 / 2,8 / 4,59 / 5	ev		
	263201 / 263359	Rastreo gammagráfico/SPECT con Tc99m-MIBI	Tc99m-MIBI	20 mCi	2,16 / 4,62 / 7,54 / 11,68	7	4,24 / 4,79 / 7,8 / 7,78	ev		
	263236	Rastreo gammagráfico CC de receptores de somatostatina (Octreotido)	In-111	6 mCi	0,5 / 1,4 / 2,5 / 4,1	12	5,6 / 8 / 9 / 10,65	ev		
	260107 / 260254 / 263471	SPECT con citrato de galio	Ga-67	6 (inflam/infec)-8 (onco) mCi		22,2 - 29,6		ev	370 MBq (10 mCi)	
	263201 / 263607	Rastreo gammagráfico/SPECT con cloruro de talio	Tl-201	20-30 µCi/kg		0		ev		
ENDOCRINOLOGÍA	261003	Gamma. tiroidea	Tc99m-Periteneoctato	5 mCi	0,27 / 0,41 / 0,68 / 1,03	2	0,79 / 0,63 / 1,05 / 1	ev	222 MBq (6 mCi)	
	264570 / 264597	Gamma/SPECT. Paratiroides	Tc99m-MIBI	20-25 mCi	2,16 / 4,62 / 7,54 / 11,68	6,6 - 8,3	4,24 / 4,79 / 7,8 / 7,78	ev		
	261097 / 261038 / 261142	Gamma. Suprarrenal medular/diferida	I-123 MIBG	4-10 mCi	1 / 2,05 / 3,35 / 5,19	1,9 - 4,8	2,5 / 2,8 / 4,59 / 5	ev		
	261011	Gamma. Suprarrenal cortical	I 131-colestero	1 mCi		67		ev		
APTO. DIGESTIVO	260094	Gamma. mucosa gástrica ectópica	Tc99m-Periteneoctato	5 mCi	0,54 / 0,77 / 1,26 / 1,95 mCi	2	0,95 / 1,2 / 1,95 / 1,87	ev		
	260051	Gamma. hemorragia digestiva	Tc99m-Hematis	15-20 mCi	3,89-5,18	2,16 / 4,11 / 6,7 / 10,38	3,12 / 3,19 / 5,21 / 5,38	ev		
	260043	Gamma. salivar	Tc99m-Periteneoctato	4-7 mCi	0,27 / 0,41 / 0,68 / 1,03	1,9 - 3,4	0,79 / 0,63 / 1,05 / 1	ev		
	260166	Gamma. de vaciamiento gástrico	Tc99m-sulfuro coloidal	0,5-1 mCi	0,41 / 0,41 / 0,68 / 1,03 mCi			vo (alimento)		
	263148	Gamma. con leucocitos marcados (EII)	Tc99m-HMPAO	20 mCi	1,08 / 2,57 / 4,19 / 6,49	7	1,96 / 2,56 / 4,18 / 4,08	ev	370 MBq (10 mCi)	
	260019 / 260211	Gamma. Hepatobiliar/diferida	Tc99m-IDA M	4-8 mCi según BT	0,54 / 0,76 / 1,27 / 1,95 mCi	2,5 - 5	2 / 1,26 / 2,12 / 2,09	ev	370 MBq (10 mCi)	
	260000	Gamma. hepatoesplénica	Tc99m-sulfuro coloidal	5-7 mCi	0,41 / 0,41 / 0,68 / 1,03 mCi	1,74 - 2,4	0,75 / 0,42 / 0,45 / 0,46	ev	259 MBq (7 mCi)	
NEUROLOGÍA	263113	SPECT de hemangiomas hepáticos	Tc99m-PYP	20-25 mCi	5,18-6,48	2,16 / 4,11 / 6,7 / 10,38	3,12 / 3,19 / 5,21 / 5,38	ev		
	262524 / 262567 / 262575 / 262583	Cisternogramfía / LCR: 24/48/72h	Tc99m-DTPA	1 mCi		0		intratecal		
	263332	SPECT de perfusión cerebral	Tc99m-HMPAO	20 mCi	2,7 / 3,7 / 6,2 / 9,6	7	4,9 / 3,8 / 3,9 / 3,9	ev	925 MBq (25 mCi)	
	263551	DATSCAN (SPECT cerebral de transportador de dopamina)	I 123-ibofupano	5-10 mCi			4,35 - 8,7	ev		
NEFROLOGÍA	261505 / 263387	Gamma./SPECT Renal	Tc99m-DMSA	3-5 mCi	40-50 µCi/kg - 0,18 / 0,45 / 0,81 / 1,35 mCi	0,98 - 2	0,23 / 0,35 / 0,63 / 0,75	ev		
	261513 / 263375 / 263383	Renograma / + diurético +/- IECA	Tc99m-DTPA	5-10 mCi	FG normal: 1,03 / 1,78 / 2,49 / 3,35 mCi FG anorm: 0,43 / 1,02 / 1,68 / 2,6 mCi	0,9 - 1,8	0,61 / 0,59 / 0,83 / 1,02 0,42 / 0,57 / 0,93 / 0,93	ev	370 MBq (10 mCi)	
	263412		Tc99m-MAG3	2-5 mCi	50-100 µCi/kg - 0,4 / 0,75 / 1,35 / 2,25		0,49 - 1,3 Etenosis: 0,7 - 1,85	Evtenosis: 0,56 / 0,61 / 1,1 / 1,41	ev	
	263199/265004	Hipertiroidismo (Graves/recidiva Graves/ BMN/adenoma tóxico)	I-131	12/15/20/25 mCi respectivamente	No recomendado < 10 años (dosis ablativa: 50-200 µCi/gr tejido tiroideo)	14252 / 17815 / 23754 / 59385 (capt. 45%)			vo	
TTO. RADIOISOTÓPICO	265012	Neoplasias diferenciadas de tiroides	I-131	30/100/150/200 mCi	1-1,5 mCi/kg - 6 / 15 / 27 / 45	39220 / 58830 / 78440 (capt. 15%)	13764 / 18870 / 14985 / 16650 (capt. 15%)	vo		
	263690	Ca próstata resistente a la castración	Ra-223 (Xofigo)	1,48 µCi/kg (6 sesiones)		1900 (x6)		ev		
	260174	LNH	Y-90 (Zevalin)	0,3-0,4 mCi/kg (máx. 32 mCi)		543,9 - 725,2		ev		
	265047	Sinovitis radioliotópica	Y-90 (Zevalin)	5 mCi		130,75 Gy (sinovial), 43,6 Gy (superf. ósea)		intraarticular		
	263703	Péptidos marcados con lutecio (TNE)	Lu-177 (Lutathera)	200 mCi (x4 sesiones)		1230 (x4)		ev		

B. Maniquí Jaszczak

Los maniqués Jaszczak son dispositivos para el control de calidad de las imágenes en un SPECT, son cilindros huecos hechos de metacrilato, que contienen, en la parte superior, seis esferas sólidas de distintos diámetros y, en la parte inferior, seis sectores circulares con barras cilíndricas sólidas de distintos diámetros en cada área. El número de barras por área depende del diámetro de estas. Existen distintos tipos de maniqués Jaszczak, pudiendo ser circulares o elípticos, con o sin borde y con distintas medidas en las barras y las esferas. Llenándolos con agua y un radiofármaco, se utilizan para evaluar el rendimiento general de los sistemas SPECT después de una reparación o mantenimiento, y durante las pruebas periódicas y controles de calidad. También se pueden usar para otros propósitos en estudios de investigación. Tanto las esferas como las barras imitan lesiones “frías” sobre un fondo “caliente”, esto es, regiones oscuras que no emiten radiación en un medio emisor. Con las esferas se mide el contraste de la imagen mientras que con las barras se mide la resolución de los SPECTs [3]. Con este dispositivo se pretende medir la calidad de imagen en función de la actividad, el tiempo de medida y el número de proyecciones.



Figura 12: Maniquí Jaszczak circular con borde.