Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas

Facultad Matemática-Física-Computación



TRABAJO DE DIPLOMA

Evaluación de calidad de imagen de la cámara gamma ECAM.SCINTRON 7 utilizando parámetros físicos robustos

Autor: Jorge Luis Manso Moya

Tutor: Prof. Marlen Pérez Díaz, DrC.

Co-Tutor: Prof. Yusely Ruiz González, DrC.

Consultante: Mayka Caridad Guerrero Cancio, MSc.

Santa Clara

2017

"Año 59 de la Revolución"

Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas

Facultad Matemática-Física-Computación

Departamento de Física



TRABAJO DE DIPLOMA

Evaluación de calidad de imagen de la cámara gamma ECAM.SCINTRON 7 utilizando parámetros físicos robustos.

Autor: Jorge Luis Manso Moya.jmanso@uclv.cuTutor: Prof. Marlen Pérez Díaz, DrC.mperez@uclv.edu.cuCo-Tutora: Prof. Yusely Ruiz González, DrC.yuselyr@uclv.edu.cuConsultante: Mayka Caridad Guerrero Cancio, MSc.mayka@infomed.sld.cu

Santa Clara

2017

"Año 59 de la Revolución"



El que suscribe, Jorge Luis Manso Moya, hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Licenciatura en Física, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Autor

Firma del Jefe de Departamento donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

La mayoría de las ideas fundamentales de la ciencia son esencialmente sencillas y, por regla general pueden ser expresadas en un lenguaje comprensible para todos.

Albert Einstein (1879-1955)

DEDICATORIA

A toda mi familia

AGRADECIMIENTOS

A mi madre por toda su paciencia y dedicación en todos mis años de estudio.

A mi padre, mi ejemplo a seguir de profesionalidad y dedicación.

A mi novia, por estar presente en todo momento y por su preocupación.

A mi hermano, por su apoyo.

A Marlen Pérez Díaz, mi tutora, por su dedicación y paciencia, por ser un ejemplo de profesional.

A Mayka Caridad Guerrero Cancio, Yusely Ruiz González y Lenin Antonio Álvarez Guerra, por su ardua y dedicada colaboración con este proyecto.

A los trabajadores del hospital Celestino Hernández Robau por su colaboración en estos años.

A todos los profesores, que de una forma u otra me han formado como profesional.

A todos mis compañeros de aula, por todos estos años de estudio conjunto.

TAREA TÉCNICA

- Revisión bibliográfica del tema.
- Estudio de las características técnicas de la cámara gamma a utilizar, así como de las medidas de calidad de imagen MTF y NPS.
- Programación en MATLAB del conjunto de medidas.
- Evaluación de estas medidas a partir del conjunto de imágenes de prueba del maniquí de agua y de línea.
- Comparación de los resultados obtenidos.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

La imagen obtenida en MN se denomina genéricamente gammagrafía. Una gammagrafía es un registro gráfico de la distribución corporal de la radiactividad emitida por un radiofármaco fijado o metabolizado en un órgano. En nuestro país se ha adquirido recientemente una nueva cámara gamma la cual consta con doble cabezal y resulta necesario evaluar la calidad de imagen de esta cámara mediante predictores físicos robustos de calidad de imagen como MTF y NPS para evaluar su desempeño.

Se obtuvieron 6 imágenes de una fuente lineal (tubo de ensayo) y 12 de una fuente no lineal (pomo plástico). Se seleccionaron los tamaños de matrices más típicos en Medicina Nuclear que son: 64 x 64, 128 x 128 y 256 x 256 píxeles. En todos los casos se mantuvo constante la ubicación y ancho del fotopico, el tamaño útil de campo de visión, el tiempo de adquisición (5 minutos), la misma orientación de los maniquíes bajo el detector y la misma distancia del maniquí al detector (10 cm). Los valores de actividad escogidos fueron: 185 MBq (5 mCi), 370 MBq (10 mCi) y 550 MBq (15 mCi), por ser los más típicos en diversos estudios de MN. El radioisótopo utilizado en la adquisición fue el ^{99m}Tc. Se ha implementado con rapidez y precisión sobre el software Matlab la programación de las medidas robustas de calidad de imagen MTF y NPS.

Se predice la calidad de imagen que proporciona la cámara gamma estudiada para todo el rango de frecuencias espaciales utilizando parámetros físicos robustos como la MTF y la NPS a partir de mediciones con maniquíes físicos.

ABSTRACT

Image from Nuclear Medicine are denominated gammagraphies. A gammagraphy is a graphic register of a radioactive distribution on the body, emitted by a radiopharmaceutical. Our country has acquired a new double head gamma camera recently. It is necessary to grade its image quality by using robust predictors as MTF and NPS to evaluate its performance.

Six images were obtained from a lineal source (assay tube) and 12 from a non-lineal source (plastic bottle). Typical matrix sizes in Nuclear Medicine of 64 x 64, 128 x 128 and 256 x 256 pixels were used. The position and width of the photo-peak were constant, as well as the useful vision field, the acquisition time (5 minutes), the orientation of phantoms under the detector and the phantom-detector distance (10 cm). The activity values used were: 185 MBq (5 mCi), 370 MBq (10 mCi) and 550 MBq (15 mCi), due to they are the most typical for different studies in Nuclear Medicine. The used radioisotope was ^{99m}Tc. The robust metrics MTF and NPS were implemented on Matlab with precision and in a fast way.

Gamma camera's image quality is predicted for the whole frequency range using MTF and NPS from phantom images.

Glosario

- CNR: (Contrast-noise ratio) relación Contraste-Ruido
- ESF: (Edge Spread Function) función de dispersión de borde
- FBP: (Filtered Back Projection) retroproyección filtrada
- FFT: (Fast Fourier Transform) Transformada rápida de Fourier
- FOV: (Field of View) campo de visión

UFOV: (Useful Field of View) campo de vision útil

FWHM: (Full width at half maximum) anchura a la mitad de la altura máxima

LSF: (Line Spread Function) función de dispersión de línea

MTF: (Modulation Transfer Function) función de transferencia de la modulación

NPS: (Noise Power Spectrum) espectro de potencias de ruido

PET: (Positron Emission Tomography) Tomografia por emisión de positrones

PSF: (Point Spread Function) función de dispersión del punto

ROI: (Region of Interest) región de interés

SNR: (Signal-noise ratio) relación señal a ruido

SPECT: (*Single Photon Emission Computed Tomography*) Tomografia por emisión de fotones simples.

TFM: Tubos fotomultiplicadores

ÍNDICE

PENSAMIENTO	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
TAREA TÉCNICA	iv
RESUMEN	V
ABSTRACT	vi
GLOSARIO	vii
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1. LA CALIDAD DE IMAGEN EN MEDICINA NUCLEA	AR5
1.1 La imagen médica digital	5
1.2 Imágenes en Medicina Nuclear	
1.2.1 La cámara gamma y la formación de la imagen de MedicinaNucle	ear7
1.3 Particularidades de la adquisición.de la imagen planar	9
1.4 Particularidades de la adquisición y procesamiento de la imagen tor	mográfica10
1.4.1 Reconstrucción tomográfica	11
1.4.2 Sinograma	13
1.4.3 Retroproyección	14
1.4.4 Transformada de Fourier	15
1.4.5 Filtrado en el dominio de la frecuencia	17
1.5 Calidad de imagen en Medicina Nuclear	17
1.5.1 Resolución espacial	18
1.5.2 Contraste imagen	19

	1.5.3 Ruido aleatorio	20
	1.5.4 Medidas de calidad de imagen	21
1.6	Medidas robustas de calidad de imagen	23
	1.6.1 Función de Transferencia de la Modulación (MTF)	23
	1.6.2 Espectro de Potencias de Ruido (NPS)	25
1.7	Utilización de MTF y NPS para evaluar cámaras gamma	26
1.8	Conclusiones del capítulo	27

CA	PÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS	
2.1	Tecnología utilizada y parámetros de adquisición	29
2.2	Maniquíes físicos utilizados	30
2.3	Imágenes utilizadas	30
2.4	Software empleado para la programación y cálculo de la MTF y NPS	33
	2.4.1 Determinación de las Regiones de interés (ROI)	
	2.4.2 Cálculo de la MTF	34
	2.4.3 Cálculo de NPS	35
	2.4.4 Cálculo de la SNR	35

CAPÍTU	LO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	37
3.1	Resultados de la MTF	37
3.2	Resultados del NPS	41
3.2	Resultados de la SNR	44
3.3	Conclusiones del capítulo	45
CONCL	USIONES Y RECOMENDACIONES	47
Conclusi	ones	47

Recomen	daciones	48
REFERE	NCIAS BIBLIOGRÁFICAS	49
ANEXOS	5	
Anexo 1	Lectura y selección de la ROI	
Anexo 2	Script del cálculo del MTF en Matlab	
Anexo 3	Script del cálculo del NPS en Matlab (Matriz de 64 x 64 píxeles)	
Anexo 4	Script del cálculo del NPS en Matlab (Matriz de 128 x 128 píxeles)	
Anexo 5	Script del cálculo del NPS en Matlab (Matriz de 256 x 256 píxeles)	

INTRODUCCIÓN

La Medicina Nuclear (MN) es una aplicación médica de las técnicas de marcaje radiactivo, consistentes en administrar compuestos químicos marcados con un radioisótopo (radiofármaco) al paciente (estudios *in vivo*), o mezclarlos en tubos de ensayo con otros reactivos para investigar la presencia de pequeñas cantidades de hormonas, medicamentos u otras sustancias (estudios *in vitro*) [1, 2].

Para los estudios *in vivo*, tras la inyección intravenosa, inhalación o ingesta del radiofármaco, el paciente es examinado mediante un detector de centelleo denominado cámara gamma, con el que se capta la emisión radiactiva del órgano marcado en la dirección del detector. El estudio puede ser basado en una única imagen, denominada adquisición planar o 2D; estudio del funcionamiento del órgano en tiempo real (curva funcional); o la obtención de un conjunto de imágenes para múltiples ángulos, seguido de un procesamiento matemático, la cual se denomina adquisición tomográfica o 3D. Estos estudios sirven para identificar un órgano enfermo a partir de sus funciones fisiológicas o metabólicas, por lo que se consideran imágenes funcionales, a diferencia de otras técnicas, como por ejemplo las radiográficas, que se basan en los patrones morfológicos de un órgano o tejido [3]. Los radioisótopos empleados tienes un período de semidesintegración breve (unas pocas horas [4]), por lo que los pacientes se someten a una pequeña dosis de radiación.

En el origen de la MN están los experimentos de Henri Becquerel que condujeron al descubrimiento de la radiactividad natural en 1895 [5]. Los estudios subsiguientes de Marie y Pierre Curie, Ernest Rutherford y Frederick Soddy prepararon el terreno para la aplicación de radioisótopos emisores de radiación β y γ [6, 7]. A finales de los años veinte Hermann Blumgart y Soma Weiss, aplicaron el principio del marcaje radiactivo utilizando pacientes por primera vez, con el objetivo de medir la velocidad de la circulación sanguínea. Para ello

1

inyectaban un radioisótopo en la vena de un brazo y medían el tiempo que tardaba la radiactividad en llegar al otro brazo. En 1934 el descubrimiento de radioisótopos artificiales por Irene Curie y Frederick Joliot dio un nuevo impulso a la aplicación del principio mencionado [8, 9]. La utilización médica de sustancias radiomarcadas cobró auge en 1946 cuando en Estados Unidos surgió una empresa que se encargó de su desarrollo. Así surgieron los primeros radiofármacos, como la unión de un isótopo radiactivo y un fármaco con afinidad por algún órgano o tejido. Son sustancias que, por su forma farmacéutica, cantidad y calidad de radiación emitida, pueden usarse en el diagnóstico o tratamiento de enfermedades presentes en los seres vivos, cualquiera que sea la vía de administración [10].

La tomografía por emisión de fotones simples (SPECT) [11] surge a partir de los años 70 del siglo XX para la Medicina Nuclear, a través de los trabajos de David Kuhl, Edwards y Hal Anger. En este caso el detector gira alrededor del paciente, adquiriéndose imágenes típicamente cada 3-6 grados en 180 o 360 grados, realizándose la reconstrucción posterior del órgano monitorizado en 3D.

Finalmente, a mediados de los 90 del siglo pasado, surgió la tomografía por emisión de positrones (PET) [12]. Esta implica obtener imágenes a partir de radioisótopos emisores de positrones. Una vez en el cuerpo del paciente el positrón se aniquila con un electrón del medio y tras la aniquilación del par se generan dos fotones gamma de 511 KeV, emitidos en un ángulo de 180 grados. La técnica requiere la detección simultánea de los dos fotones gamma.

En Medicina Nuclear la calidad de la imagen, independientemente de la técnica utilizada (planar o tomográfica) es importante que sea buena, entendiéndose como buena el hecho de que sea suficiente para garantizar un adecuado diagnóstico del paciente. En este sentido, depende de: la actividad radionuclídica aplicada al paciente, la pureza radioquímica del radiofármaco utilizado o eficiencia de marcaje, el tamaño de la matriz (cantidad de píxeles en una matriz) digital de adquisición, el tamaño de campo útil utilizado (del inglés *Field of View*, FOV), la sensibilidad del detector utilizado, el ancho de la ventana energética seleccionada alrededor del fotopico de adquisición, el número de conteos a adquirir o el tiempo de estudio, las características físico-metabólicas del paciente, la distancia paciente detector y el tipo de post-procesamiento utilizado [13-15]. Combinar adecuadamente todos

estos factores es una tarea de optimización del estudio, que garantiza obtener la calidad de imagen suficiente para que el estudio sea útil [16].

La calidad de la imagen médica digital en MN, obtenida por cualquiera de las técnicas anteriormente mencionadas, se analiza en función cinco parámetros físicos. Estos son: resolución espacial del sistema de detección, contraste imagen, presencia de artefactos, distorsión de la imagen y presencia ruido aleatorio. Estos aspectos no deben ser tratados como independientes, pues al existir correlación entre ellos, por la propia esencia de obtención de la imagen, frecuentemente cuando se obtiene la mejoría en algunos de ellos, los demás se ven comprometidos [17]

Las formas de medir la calidad de imagen pueden ser por métodos objetivos, caracterizados por métricas que describen uno o varios de los parámetros anteriores [18]; o por técnicas subjetivas, que involucran la percepción de observadores expertos [19]. En la práctica de rutina hospitalaria, la calidad de la imagen comúnmente se mide en base a pruebas de control de calidad, que evalúan los parámetros anteriores, realizadas con maniquíes y comparadas contra los valores sugeridos por fabricantes [20-22].

Dentro de los métodos objetivos de medición de calidad de imagen, la comunidad científica reconoce como los más robustos a: la Función de transferencia de la modulación o MTF (del inglés *Modulation Transfer Function*), la cual establece una relación entre el contraste imagen y la resolución espacial para todo el rango de frecuencias espaciales y el Espectro de Potencias de Ruido o NPS (del inglés *Noise Power Spectrum*), referido al análisis de la composición del ruido aleatorio sobre la imagen también para todo el rango de frecuencias espaciales [23].

En este sentido podemos definir como problema de investigación que:

Las métricas tradicionales que se miden puntualmente sobre las imágenes obtenidas y que son utilizadas para la estimación de la resolución espacial, la presencia de ruido aleatorio y el nivel de contraste imagen en MN, no son capaces de aportar una evaluación robusta de la calidad de imagen que el sistema de medición es capaz de aportar.

Conforme a lo anterior la hipótesis de investigación es:

Es posible predecir la calidad de imagen que proporciona una cámara gamma para todo el rango de frecuencias espaciales utilizando parámetros físicos robustos como la MTF y la NPS a partir de mediciones con maniquíes físicos.

El **objetivo general** de este trabajo es: evaluar la calidad de la imagen de una cámara gamma mediante las medidas robustas MTF y NPS. Para facilitar el cumplimiento de este objetivo, se trazaron los siguientes **objetivos específicos**:

- Diseñar experimentos físicos con el empleo de maniquíes que permitan obtener perfiles de actividad de fuentes y regiones de ruido para utilizarlas en la medición de descriptores robustos de calidad de imagen.
- Implementar sobre Matlab la programación de las medidas de calidad de imagen MTF y NPS.
- Evaluar estas medidas sobre el conjunto de imágenes de prueba obtenidas con una cámara gamma para un maniquí de agua y un maniquí lineal, utilizando protocolos de adquisición típicos en MN para diversos estudios.
- Predecir de modo integral la calidad de imagen que genera la cámara gamma estudiada.

El informe de investigación se ha organizado de la siguiente forma: Introducción, tres capítulos, conclusiones, recomendaciones, 62 referencias bibliográficas y 5 anexos. Tiene 54 páginas, donde se incluyen 22 figuras y 3 tablas.

CAPÍTULO 1. LA CALIDAD DE IMAGEN EN MEDICINA NUCLEAR

En este capítulo se exponen una serie de aspectos a tener en cuenta para estudiar la calidad de la imagen en Medicina Nuclear al utilizar una cámara gamma. Se describen los principios físicos de la gammagrafía y las medidas reconocidas científicamente para evaluar la calidad de imagen desde el punto de vista físico.

1.1 La imagen médica digital

Las imágenes digitales son representaciones de objetos reales conformados por un conjunto finito de elementos (píxeles), cada uno de ellos con una característica única de color, brillo e intensidad [24]. Las variaciones de color o de tonos, se encuentran de uno a otro elemento.

En Medicina Nuclear (MN), la información registrada en cada píxel, coincide con el número de conteos acumulado por la porción del campo visual de la cámara que se corresponde con el mismo, a partir de la energía emitida por un radiofármaco acumulado en el correspondiente vóxel tridimensional del paciente [17]. La imagen se corresponde con una matriz cuadrada de n elementos en configuraciones de 64 x 64, 128x128 o 256 x 256 píxeles [25].

1.2 Imágenes en Medicina Nuclear

La imagen obtenida en MN se denomina genéricamente gammagrafía. Una gammagrafía es un registro gráfico de la distribución corporal de la radioactividad emitida por un radiofármaco fijado o metabolizado en un órgano, el cual generalmente es un emisor gamma. La forma más sencilla de clasificar los estudios es según el estado cinético del trazador durante la adquisición de imágenes. Atendiendo a estos aspectos los estudios pueden ser estáticos o dinámicos. En el caso estático, el trazador tiene una distribución estable en el órgano o estructura que se desea estudiar. Por ejemplo, la gammagrafía de tiroides es un estudio estático, una vez que las células tiroideas han captado el trazador, este permanece en su interior el tiempo suficiente para obtener las imágenes. En el caso dinámico, el trazador está en movimiento durante la adquisición de la imagen. Por ejemplo, en la ventriculografía isotópica con hematíes marcados con ^{99m}Tc se adquieren imágenes mientras el trazador está siendo bombeado por el corazón, variando a cada instante su distribución [26].

Otra forma de clasificar los estudios isotópicos es en función de la representación anatómica de la imagen. En este caso los estudios pueden ser:

- Planares: Es un estudio bidimensional con pérdida de profundidad. Si la patología que desee estudiar se circunscribe en la zona, el estudio planar se limita a realizar una representación 2D de esa región. De esta forma todos los contrastes correspondientes a la acumulación del radiofármaco en un vóxel del paciente se superponen en una única imagen.
- Tomográficos: Se obtienen imágenes de N cortes axiales 2D correspondientes a un vóxel 3D del paciente. Por técnicas matemáticas de reconstrucción se genera la imagen 3D de la región a estudiar o los planos coronal y sagital a partir de la adquisición axial. Este tipo de adquisición mejora el contraste imagen, al eliminar para cada corte, la información contenida fuera de este.

La Figura 1 muestra los diferentes planos tomográficos que dan lugar a los diferentes tipos de cortes.



Figura1: Planos tomográficos

1.2.1 La cámara gamma y la formación de la imagen de Medicina Nuclear

La cámara gamma se basa en la detección de la radiación gamma emitida por un paciente al que se le suministró previamente un radiofármaco.

La cámara gamma consta de un equipo de detección de radiación gamma (Cabezal detector) y un sistema de visualización. La Figura 2 nos presenta el esquema de la misma.





El primer elemento a resaltar en el sistema es la cabeza detectora, compuesta por el colimador, el cristal detector y los fotomultiplicadores [27].

El colimador constituye una guía direccional de los rayos gamma por sus agujeros pasantes, orientados en el sentido del estudio. Los tabiques de plomo entre agujeros se denominan *septas* [3]. El colimador está situado entre la fuente radiactiva y el cristal de centelleo y su función es mejorar la resolución espacial y el contraste imagen, al eliminar parte de la radiación dispersada por efecto Compton en el cuerpo del paciente que pueda alcanzar el detector en un punto, sin correspondencia con el vóxel de partida original en el paciente. Sin embargo, esto disminuye la eficiencia de detección al atenuar también parte de la radiación útil para formar la imagen, que es la que genera efecto fotoeléctrico en el cristal detector. El colimador selecciona y permite pasar a los fotones que no son absorbidos por las paredes de plomo, limitándose así el FOV. Los rayos gamma que atraviesan el colimador son convertidos en destellos de luz al interactuar con el cristal de centelleo de Ioduro de Sodio (NaI) activado con Talio [3]. Acoplados a este cristal, se encuentran tubos

fotomultiplicadores (TFM), que son los encargados de amplificar la señal de los fotones incidentes, que por efecto fotoeléctrico en el detector han generado electrones. La salida de los TFM es inversamente proporcional a su distancia con el punto de interacción con el detector. A cada TFM se le asigna un factor de peso acorde con su posición en el cristal. La suma pesada de las salidas de los TFM es igual a la posición del destello. Las salidas de los TFM son sumadas para obtener la señal Z, la cual es proporcional a la energía del rayo gamma incidente.

El espesor del cristal puede ser de 6.35 mm o 9.52 mm. Los primeros poseen una mejor resolución espacial, pero son mucho más frágiles y limitan la energía máxima a detectar [3].

Los equipos modernos mediante los circuitos de corrección, corrigen el desplazamiento de los espectros de los distintos TFM entre sí, mediante la aplicación de una pequeña corrección a cada señal Z en tiempo real, desplazándolos de tal manera que los fotopicos de todos los TFM coincidan. Cada fotopico se corresponde con la amplitud del impulso debido al efecto fotoeléctrico en el detector [7, 28]. Se aplica, en este caso, una corrección a cada pulso *X*, *Y* en dependencia de su posición, para eliminar irregularidades en la linealidad espacial. Con esto se logra que el espectro suma de todos los TFM, sea mínimo, haciendo que la contribución de radiación dispersa a la ventana energética de medición sea menor.

Los pulsos provenientes de los TFM pasan por una red de capacitores que conforman cuatro señales X^+ , X^- , Y^+ y Y^- [27] (figura 3), las cuales definen la localización de destello en un cristal.



Figura 3: Arreglo de los tubos fotomultiplicadores

Estas cuatro señales son procesadas por una computadora que, a su salida, entrega las siguientes componentes resultantes:

$$X = \frac{X^+ - X^-}{Z} \tag{1}$$

$$Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Z} \tag{2}$$

$$Z = X^{+} + X^{-} + Y^{+} + Y^{-}$$
(3)

Donde *X* y *Y* definen unívocamente la posición en que se registra la radiación en el detector; mientras que *Z* es proporcional a la energía absorbida en el proceso de interacción. Esta señal pasa por un analizador de altura de pulsos que acepta solo aquellos pulsos correspondientes al fotopico del radioisótopo de interés [27]. Ante cada pulso se analiza la amplitud de la señal de energía y se rechaza cualquier señal fuera del rango de energías de una la ventana energética prefijada (fotopico $\pm x$ %). La mayoría de los estudios de MN emplean un ancho de ventana entre 15-20% para el ^{99m}Tc alrededor del fotopico de 140 keV.

Cuando estas señales analógicas son digitalizadas, el FOV de la gamma cámara es dividido en un mosaico de líneas y columnas al pasar por un conversor análogo-digital, de manera que el rango continuo existente de señales X y Y, pasan a ser un rango discreto de m valores digitales (m=64, 128 o 256, dependiendo de la imagen que se quiera obtener) [27]. Entonces, a cada par ordenado (X, Y) le corresponde un lugar en la memoria central de una computadora acoplada al sistema [28].

1.3 Particularidades de la adquisición de la imagen planar

Los estudios planares en MN, son altamente utilizadas por su sencillez, menor costo, rapidez de adquisición y menor necesidad de procesamiento adicional [17].

El radiofármaco en el interior del paciente es la actividad radionuclídica acumulada en un órgano, distribuida según una función continua A(x,y,z) dentro de un Volumen V en el cuerpo del paciente [25]. Hacemos la suposición de que, durante la adquisición de una imagen

determinada, el tiempo de permanencia del radiofármaco en el organismo humano es lo suficientemente largo, como para que la función pueda ser independizada de esta variable. Bajo estas condiciones, si *S* es la superficie útil del detector enfocada en una dirección particular hacia el paciente, recibe, en cada elemento dS, la radiación proveniente de un ángulo sólido $d\Omega$, con origen en un elemento de volumen dV en el cuerpo del paciente. Para llevar el problema tridimensional a un Plano *x*, *y*, que en nuestro caso denominaremos Plano Imagen, se cumple, en el caso ideal, para cada punto de la imagen, que:

$$\frac{1}{V} \iiint_{V} A(x, y, z) dV \alpha \frac{1}{S} \oiint_{S} C(x, y) dx dy$$
(4)

Donde C(x,y) representa el número de conteos promedio adquiridos en el elemento de imagen dS. Sin embargo, esta función es discreta, puesto que como hemos mencionado anteriormente, en MN obtenemos una matriz cuadrada de n elementos de imagen, donde, en cada uno, la información contenida se corresponde con el número de conteos detectado (Cij). En este caso, la relación anterior se transforma en un problema discreto, donde:

$$\frac{1}{V} \iiint_{V} \mathbf{A}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}) \mathrm{dV} \alpha \frac{1}{n^{2}} \sum_{i,j}^{n} C_{i,j}$$
(5)

La desventaja de este tipo de adquisición es su menor contraste respecto a la adquisición tomográfica al estar superpuesta sobre una única imagen toda la estadística de cuentas de la imagen.

1.4. Particularidades de la adquisición y procesamiento de la imagen tomográfica

Las imágenes digitales tomográficas en MN son creadas a través de cortes axiales de una imagen 3D obtenida sobre la base de reconstruir la adquisición de vistas en 180 o 360 grados de un objeto (paciente). La obtención de cada vista implica un proceso de adquisición planar que puede ser perfectamente descrito por las ecuaciones 4 y 5. En la práctica, la adquisición de la información original, conocida como *row data*, se recoge en forma de sinogramas [29] que son sometidos al procedimiento de reconstrucción tomográfica para obtener los cortes axiales finales. Luego, la obtención de cortes coronales y sagitales se obtienen como un reacomodo direccional de la información digital obtenida y almacenada en la matriz digital.

1.4.1 Reconstrucción tomográfica

El procedimiento de reconstrucción tomográfica comprende dos etapas: Preprocesamiento de las proyecciones y reconstrucción tomográfica. El preprocesamiento, comprende la corrección y conformación de los datos para las etapas siguientes. Algunos de los problemas más comunes en la preparación de los datos es la mezcla de variables continuas y discretas [30].

En la etapa de reconstrucción pueden ser utilizados dos métodos: [11, 15].

- Método de retroproyección filtrada (*Filtered Back Projection-FBP*): La imagen tomográfica obtenida contiene la suma de todas las contribuciones para cada ángulo (proyecciones o sinogramas), filtradas con un filtro rampa [31] para eliminar los artefactos de estrella introducidos, más un filtro de post procesamiento pasa bajos [3], para atenuar las componentes de alta frecuencia de la imagen, donde se encuentra también el ruido aleatorio.
- Métodos iterativos: Se estima la calidad de imagen que se desea lograr a través de un umbral y por iteraciones sucesivas se va aproximando al resultado esperado. El punto de partida suele ser una *FBP* [32].

Los métodos iterativos suelen ser computacionalmente mucho más costosos que el método *FBP*. Por esta razón todos los tomógrafos en nuestro país realizan la reconstrucción por el método *FBP* el cual será explicado a continuación con detalles.

Matemáticamente la reconstrucción de una imagen a partir de sus proyecciones se hizo por primera vez gracias al matemático J. Radon [33]. En su trabajo demostró cómo a partir de las proyecciones $p(l, \theta)$ para todos los ángulos θ de una imagen 2D con intensidad conocida, la imagen podría reconstruirse a partir de sus proyecciones. Así, por ejemplo, la figura 4 representa la situación anterior, donde se muestra una función de intensidad de imagen f(x, y) y su perfil de actividad de la proyección correspondiente a dicha imagen, para el ángulo θ .



Figura 4: Perfil de proyección de $p(l, \theta)$ de la función f(x, y) obtenida en la dirección de ángulo θ .

En presencia de un número infinito de proyecciones, tendríamos un perfil continuo, con una resolución espacial perfecta del sistema de imagen y sin presencia de ruido. Se dice en ese caso que el sistema se encuentra bajo condiciones ideales y la proyección puede escribirse como:

$$p(l,\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(l - x\cos\theta - y\sin\theta) \, dxdy \tag{6}$$

Donde δ es la función delta de Dirac. Suponiendo que todas las proyecciones en el intervalo $0 \le \theta \le P$ se encuentren disponibles, f(x, y) puede ser calculada por el método de Radon usando la ecuación:

$$f(\mathbf{x},\mathbf{y}) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{0}^{\pi} d\theta \int_{-\infty}^{\infty} p(s,\theta) e^{2\pi(x\cos\theta + y\sin\theta - s)v} |v| \, dv ds \tag{7}$$

La reconstrucción sigue la ecuación anterior, en la cual apreciamos cómo obtenemos la función imagen a partir de transformar y filtrar las proyecciones. El término entre barras se corresponde con el filtro rampa [31]. Para el caso real las integrales son reemplazadas por sumas.

12

En el caso del PET y SPECT reales, los perfiles de la proyección se representen mediante líneas dentro de las imágenes digitales. En estos casos tenemos que:

- El número de perfiles y de puntos por perfil, está limitado por el tamaño de la matriz de la imagen.
- El perfil de puntos contiene contribuciones de actividad externas a la línea de proyección debido a la limitada resolución espacial de la cámara.
- Los valores medios son inexactos producto del ruido presente.

Para obtener una mejor calidad de imagen se hace necesario pre y post procesar los datos y aplicar algunos métodos de corrección adicionales como la corrección de atenuación y radiación dispersa [3].

1.4.2 Sinograma

A partir de las proyecciones descritas anteriormente se ha obtenido una imagen especial denominada *sinograma*. El mismo es empleado como punto de partida para la reconstrucción tomográfica.

El sinograma se basa en la transformada de Radon descrita. Para cada ángulo de adquisición (proyección) se suman todos los píxeles de una misma columna en el eje x; casi siempre 64, según la matriz cuadrada de adquisición de la proyección. Así todos los píxeles se suman para conformar un solo píxel y se obtiene una matriz no cuadrada de 64 píxeles en x y 1 pixel en y. La figura 5 muestra un ejemplo de sinograma obtenido.



Figura 5: Sinograma en Medicina Nuclear

El sinograma es un indicador sensible de movimiento del paciente durante la adquisición, se aprovecha para verificar la calidad de la adquisición y para algunos métodos de corrección de movimiento [3].

Una fuente puntual en un plano tomográfico puede ser un ejemplo de sinograma. Usando las definiciones de la figura 6, la imagen de la fuente puntual cambiará su posición dentro de la fila de acuerdo con:

$$l_{\theta} = x\cos\theta + y\sin\theta \tag{8}$$

Esto se corresponde con una variación sinusoidal de la posición como vemos en la figura 6.



Figura 6: 6a) Obtención de un sinograma para una fuente puntual. 6b) Sinograma de una fuente puntual.

1.4.3 Retroproyección

La actividad obtenida a partir de los perfiles de las proyecciones de la fuente puntual se toman sucesivamente para todos los ángulos y las cuentas correspondientes se suman a la imagen a ser reconstruida en función de cada ángulo de proyección θ .

La imagen a ser reconstruida no es ideal: se desearía ver solamente la intensidad en la posición de la fuente y cero en todos los otros píxeles. Sin embargo, aparecen artefactos de estrella al sumar intensidades de píxeles que están fuera de la posición de la fuente y que deberían tener intensidad nula (Figura 7a).

Debido a lo anterior, si filtramos cada perfil antes de retroproyectar sus intensidades, podemos atenuar tales artefactos que emborronan la imagen reconstruida. Esa función la cumple el filtro rampa, que introdujimos matemáticamente en la ecuación 7. Aumentando, además, el número de proyecciones, se pueden reducir los artefactos en forma de estrella y lograr una mejora en la resolución espacial (Figura 7 b).



Figura 7: 7 (a) retroproyección simple, 7 (b) retroproyección filtrada

El procedimiento anterior mejora la resolución espacial, pero amplifica las altas frecuencias donde predomina el ruido aleatorio. Por tal motivo, es necesario realizar un segundo filtrado para corregir este problema en el dominio de las frecuencias.

1.4.4 Transformada de Fourier.

Antes de pasar a tratar los filtros en el dominio de las frecuencias se debe introducir la transformada de Fourier, la cual es una relación matemática que descompone una función cualquiera en una suma de funciones sinusoidales [34]. Aquí se expone el caso unidimensional. Si se tiene una función discreta, con un perfil proyectado P_i el cual consiste

en N puntos igualmente espaciados, la transformada de Fourier discreta de esta función está dada por los N valores

$$P_k = \sum_{i=0}^{N-1} P_i * e^{-j2\pi i k/N} , \quad k = 0, 1 \dots, N-1$$
 (9)

Donde $j=\sqrt{-1}$ y

$$e^{-j2\pi ik/N} = \cos(2\pi ik/N) - js\sin(2\pi ik/N)$$
 (10)

Esta última expresión relaciona la función sinusoidal con la representación en la ecuación (9). Las frecuencias de la función seno y coseno usadas en el cálculo son frecuencias fundamentales $2\pi/N$ y sus múltiplos.

Los datos originales de P_i se obtienen calculando la transformada inversa de Fourier, la cual está dada por la expresión:

$$P_i = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} P_k * e^{j2\pi i k/N} , \quad i = 0, 1 \dots, N-1$$
 (11)

De esta forma se verifica que cada valor de los datos originales es la suma de las funciones sinusoidales pesadas por los coeficientes P_k . Cada P_k se encuentra asociado con la frecuencia $2\pi k/N$, donde la magnitud de P_k representa la contribución de una frecuencia particular a los datos originales.

Si los valores grandes de P_k son asociados con frecuencias bajas, se dice que la función quedará alisada. Si los valores grandes de P_k son asociados con frecuencias altas, se dice que la función contendrá estructuras finas, estas caracterizan los detalles en las imágenes como por ejemplo bordes u estructuras de pequeño tamaño [34]. En otras palabras, se relacionan con la resolución espacial posible.

1.4.5 Filtrado en el dominio de la frecuencia

Los filtros de suavizado, están diseñados para reducir las amplitudes en la zona de las frecuencias altas y por tanto son útiles para reducir el ruido aleatorio. Sin embargo, tienen como desventaja la posibilidad de perder información de detalles de alta frecuencia y disminuir la definición de los contornos, afectando así la calidad de imagen [35].

Existe una amplia variedad de filtros en el dominio de las frecuencias disponibles en los *softwares* de MN, utilizados básicamente para SPECT (*Butterworth, Hann, Hamming, Hanning, Shepp-Logan, Parzen, Gaussiano*). El efecto de estos filtros se muestra a continuación en la siguiente figura:



Figura 8: Filtros Butterworth, Hann, Hamming, Hanning, Shepp-Logan, Parzen, Gaussiano La posibilidad de adquirir cortes de imagen 2D para su posterior reconstrucción en 3D permite el incremento del contraste imagen respecto a la imagen planar.

1.5 Calidad de imagen en Medicina Nuclear

Desde el punto de vista físico para que una imagen planar o tomográfica de MN tenga buena calidad de imagen requiere tener un bajo nivel de ruido, un alto contraste imagen y una resolución espacial suficiente para detallar las estructuras y lesiones [36].

1.5.1 Resolución espacial

La resolución espacial describe el grado de borrosidad o indefinición presente en la imagen y se describe como la habilidad que tiene el equipo de discriminar objetos pequeños, que estén ubicados muy próximos entre sí.

La resolución espacial es el parámetro más crítico en las imágenes de MN. Esencialmente depende del tamaño del píxel, y este sabemos que en MN no es pequeño. El tamaño de píxel depende de la matriz de adquisición elegida. Por lo general se utilizan matrices cuadradas de 64x64, 128x128, y con menor frecuencia de 256 x 256 píxeles [14]. Estas matrices conducen a tamaños de píxel de: 9.61, 4.80 y 2.40 mm respectivamente, ya que a medida que el tamaño de la matriz aumenta el tamaño del pixel será más pequeño. Esto ayuda a lograr mayor resolución espacial, pero al mismo tiempo las imágenes obtenidas serán más ruidosas debido a la menor estadística de cuentas sobre cada píxel de la imagen.

El tamaño de pixel de forma práctica puede ser hallado mediante el ancho a la mitad de la altura del perfil de actividad de una fuente puntual o lineal (de inglés: *Full Width at Half Máximum*) como:

$$d = \frac{FWHM}{3} \tag{12}$$

La Figura 8 muestra lo anterior de una forma gráfica.



Figura 9: Representacion del FWHM (del inglés: Full Width at Half Maximum). Perfil de actividad de una fuente lineal, adquirido con una cámara gamma.

Comúnmente en MN muchos investigadores toman este valor como un indicador de la resolución espacial de las cámaras gamma, pero esto no es físicamente riguroso.

Rigurosamente, la resolución espacial se expresa a través de una función, denominada función de transferencia de la modulación (MTF), la cual es una medida objetiva de calidad de imagen, que aporta información sobre el funcionamiento y la calidad de un sistema óptico. [3]. La MTF, Se define físicamente como la relación entre la amplitud de salida y de entrada de una señal, expresada como función de la frecuencia espacial.

Otro aspecto que determina la resolución espacial es el ancho del cristal detector. Si el cristal es delgado, la resolución es mejor, puesto que los rayos se dispersan menos [3].

La resolución espacial se ve afectada además debido a la distancia paciente-detector. En la medida en que esta se incrementa disminuye la resolución espacial. Por esto, las mejores cámaras tienen en condiciones ideales una resolución espacial práctica real de 9 mm, lo cual determina el tamaño de la menor lesión o estructura a monitorizar. La situación empeora en presencia de ruido, donde las lesiones pequeñas o las lesiones de bajo contraste pueden no ser visibles.

1.5.2 Contraste imagen

El contraste imagen en MN se refiere a la diferencia fraccional en conteos entre distintas regiones de una imagen. El contraste imagen es menor a medida que disminuye el tamaño de los objetos de entrada, la actividad radionuclídica o la eficiencia de marcaje. La radiación emitida por el objeto de interés debe ser mayor o menor que el área de fondo que lo rodea; correspondiéndose con una diferencia de actividad radionuclídica presente en las dos regiones [17].

El contraste imagen se define como la diferencia relativa en conteos sobre la imagen entre regiones adyacentes y se expresa matemáticamente como:

$$C = \frac{i_1 - i_2}{i_1} \ge 100\% \tag{13}$$

Donde: i_1, i_2 son la media de los valores de conteos en la región de interés objeto y la de fondo.

La MN se distingue en general por ser una técnica de buen contraste imagen.

1.5.3 Ruido aleatorio

El ruido en MN básicamente es aleatorio, debido a que el proceso de decaimiento radiactivo del radiofármaco en el cuerpo humano es netamente probabilístico y responde a la estadística de Poisson [37]. Por eso en MN este ruido se define como la raíz cuadrada del número de fotones que se utilizan para formar la imagen en cada punto de esta (\sqrt{N}) para gammagrafía planar, mientras que para SPECT es $\sqrt{N_r}/\sqrt[4]{R}$ donde N_r es el número de cuentas "reconstruidas" por píxel y *R* la cantidad de píxeles que contienen actividad, ya que en el proceso de reconstrucción se redistribuye el ruido entre píxeles [38].

El ruido aleatorio depende de la actividad radionuclídica administrada al paciente, es decir disminuye con el aumento de esta, ya que aumenta la estadística de conteo en la relación entre la señal útil respecto al ruido, haciendo que su porcentaje o contribución sea menor [39].

El ruido aleatorio también es dependiente del tamaño de la matriz de adquisición y por tanto del tamaño del píxel. Píxeles grandes contienen mayor estadística de conteo y por tanto menor ruido. Sin embargo, a la vez, mientras mayor es el tamaño del píxel peor resolución espacial tendremos como se explicó anteriormente. Del mismo modo, matrices más grandes contienen más estadística de cuentas, y por tanto menos ruido, pero a la vez serán menos resolutivas; de ahí que para SPECT se trabaje generalmente con matrices de 64 x 64 píxeles, mientras que en MN planar, el tamaño característico es 128 x 128 píxeles.

Para reducir el ruido también se puede aumentar el tiempo de exploración para aumentar el número de conteos adquiridos. Sin embargo, el número total de fotones detectados que se necesitan para formar la imagen útil es el resultado de un compromiso entre el tiempo de exploración y la capacidad del paciente para permanecer inmóvil durante el examen [40], de ahí que este tiempo no puede ser aumentado tanto como se quiera.

Otro aspecto que contribuye a disminuir el ruido aleatorio es la actividad a administrar al paciente. Sin embargo, si se aumenta la misma, aumenta también la dosis de radiación que recibe el paciente, lo cual va en contra de su protección radiológica. En la práctica es importante la optimización de la actividad radionuclídica estableciendo un compromiso entre

la calidad de la imagen mínima requerida para realizar un buen diagnóstico y la dosis que recibe el paciente [1].

1.5.4 Medidas de calidad de imagen

A lo largo de los años se han empleado una gran variedad de técnicas para evaluar la calidad de las imágenes médicas [41]. La más extendida es a partir del control de calidad del equipamiento (QC), el cual se realiza en el control de rutina en los hospitales. Esta medida se implementa adquiriendo imágenes con maniquíes (generalmente físicos) y sobre estas se efectúan mediciones puntuales para las diversas condiciones de adquisición, siguiendo normas técnicas [22] y manuales ofrecidos por fabricantes, según cada tipo de cámara gamma. Estos resultados luego son comparados con los sugeridos por fabricantes y organismos internacionales y se determina si la calidad de imagen que se obtiene se encuentra dentro de parámetros admisibles para aspectos tales como uniformidad, linealidad, resolución espacial, alto y bajo contraste, entre otras. Es un método rápido para realizarlo en condiciones hospitalarias y existen pruebas a realizar con frecuencia diaria, semanal, mensual, semestral y anual, que ofrecen resultados puntuales del funcionamiento del equipo.

Otra forma de medir la calidad de imagen es a través de la obtención de figuras de mérito o métricas físico-matemáticas, calculadas a partir de realizar mediciones de cuentas sobre regiones de interés en las imágenes. Existen cientos de medidas [18, 42] que permiten estimar algunos de los parámetros de calidad de imagen o varios simultáneamente. Estas pueden ser uni-variadas (cuando se miden sobre una imagen) o bi-variadas (cuando se miden con respecto a una imagen ideal o patrón) [18, 41]. Dentro de las más utilizadas tenemos la relación señal a ruido (SNR), la relación contraste a ruido (CNR), el contraste imagen (Cima), entre otras; existiendo muchas veces diversos modos de cálculo para obtener una misma métrica [18]. Estas medidas también son rápidas de calcular, pero son mediciones puntuales sobre la imagen y muchas veces han demostrado tener una pobre correlación con la respuesta visual de observadores humanos [43], excepto las que son modelaciones de respuesta de la corteza visual. Así, por ejemplo, dos imágenes con igual CNR pudieran tener espectros de ruido muy diferentes y por tanto una apariencia visual diferente.

Otras medidas que han gozado de buena aceptación por los investigadores han sido los observadores matemáticos [41]. Estos son modelos matemáticos que permiten realizar una

tarea de detección de una señal visual. Esto significa decidir, a partir de una imagen, si esta es normal o anormal. La respuesta es dada a partir de calcular si la señal de interés (lesión o estructura) sobrepasa un umbral de detección, tal y como respondería un observador humano.

Los observadores matemáticos, pueden tener un nivel de complejidad computacional elevado, ya que en su mayoría involucran el cálculo de la matriz de covarianza de la imagen. Esto implica calcular la correlación de cada píxel de la imagen con cada otro píxel de esta, y dados los tamaños matriciales con que se trabaja, la dimensión del problema puede ser alta para una computadora común. Esto ha hecho, que en la práctica, requieran ser utilizados con simplificaciones matemáticas como por ejemplo: el observador de Hotelling canalizado (CHO) para Regiones de interés sobre las imágenes [44], el observador de Hotelling canalizado con funciones de Gabor [41] y el canalizado con Polinomios de Laguerre Gauss (LGHO) [45]. Estos dos últimos trabajan a partir de la extracción de rasgos sobre las imágenes.

Otros observadores matemáticos pueden ser algoritmos programables tales como redes neuronales entrenadas para el propósito de clasificación o estimación [41, 46]

Otra forma de medir o estimar la calidad de la imagen médica digital es a través del análisis perceptual [41]. Para esto también existen métodos muy diversos, pero todos tienen en común involucrar la opinión subjetiva de un grupo de observadores y por tanto son muy dependientes del grado de experticia de la persona que evalúa la imagen. Generalmente las opiniones se hacen coincidir con valores cuantificables, como pueden ser las tasas de falsos positivos y negativos, entre otras; de forma que pueda llevarse a cabo un tratamiento estadístico de estos resultados. Un ejemplo de esto son los estudios ROC (*Receiver Operating Characteristics*) [47] donde se calcula el área bajo la curva de Sensibilidad vs. Especificidad. En otros métodos derivados del ROC, como el JAFROC, por ejemplo [48] se calcula una figura de mérito asociada a la respuesta de los observadores.

Además de la influencia de la experiencia del observador, en los métodos de evaluación subjetiva es muy importante la información previa que el observador tiene sobre la patología del paciente, el número de observaciones que realiza, las condiciones de iluminación de que dispone y las características del monitor de visualización en términos de luminancia y resolución fundamentalmente [41]. Estos aspectos hacen que dos observadores puedan dar

respuestas muy diferentes al observar una misma imagen. Además, estos métodos consumen mucho tiempo en su implementación y análisis.

1.6 Medidas robustas de calidad de imagen

En este trabajo se abordan dos de las medidas que la comunidad científica reconoce como las más robustas [23] para evaluar la calidad de la imagen médica digital. Estas son la función de transferencia de la modulación (MTF) y el espectro de potencias de ruido (NPS).

1.6.1 Función de transferencia de la modulación (MTF)

La MTF, es una medida objetiva de calidad de imagen, que aporta información sobre el funcionamiento y la calidad de un sistema óptico. Se define físicamente como la relación entre la amplitud de salida y de entrada de una señal, expresada como función de la frecuencia espacial.

```
MTF(u) = (amplitud de salida/amplitud de entrada) u (14)
```

donde u es la frecuencia espacial. La Figura 10 muestra el esquema del significado físico de esta medida.



Figura 10: Significado físico de la MTF

La MTF es una medida del comportamiento básico de un sistema en imagenología digital, ya que describe las características de trasferencia del objeto a la imagen como una función de la frecuencia espacial [15]. Es una curva de contraste imagen vs. resolución espacial.

La MTF es una herramienta matemática que brinda información sobre la resolución espacial y el contraste imagen de un sistema de adquisición de imágenes. Matemáticamente, se
corresponde con la magnitud de la transformada de Fourier de la función de dispersión de línea (LSF: del inglés *Line Spread Function*) de un sistema. Está dada por la ecuación (15), donde la LSF representa la distribución de intensidades a ambos lados de las líneas representativas de una resolución espacial específica. La LSF se obtiene a partir de la función de dispersión de borde o (ESF: del inglés *Edge Spread Function*) [15] (ecuación 16) y en la distribución de intensidades de la imagen la línea referencial se verá como un escalón unitario.

$$MTF(u) = |F[LSF(x)]| = |\int_{-\infty}^{\infty} [.LSF(X).e^{-2\pi j x u}.u dx]| \quad (15)$$

$$LSF(x) = \frac{d[ESF(x)]}{dx}$$
(16)

En la ecuación se observa que la MTF mide la modulación de amplitud del patrón de líneas en la imagen. Para una frecuencia dada u, si la MTF(v)=0 para v>u, el sistema no podrá resolver frecuencias espaciales mayores a u [15, 27].

La MTF es una función unidimensional, es decir, que mide la resolución espacial solamente en una dirección determinada. Por tal motivo, se debe aclarar cuando se utiliza, la dirección en la cual fue definida.

Se debe notar que la MTF es de carácter multiplicativo, eso significa que, si una imagen obtenida por un sistema contiene n componentes, y cada uno tiene su propia MTF, la MTF total será el producto de las mismas. Si alguna de las MTF tiene un valor bajo, se producirá una caída en la MTF total [49].

Como se puede apreciar la MTF es una medida robusta porque permite obtener simultáneamente el comportamiento de la resolución espacial y el contraste imagen para todo el rango de frecuencias de la imagen, lo que representa una ventaja sobre las medidas puntuales o sobre las medidas subjetivas. Obteniendo la MTF se puede predecir la calidad de imagen que el sistema de adquisición (detector) le ofrece para el protocolo de adquisición elegido: (actividad radionuclídica, tiempo de adquisición, tamaño de matriz, distancia paciente-detector; y si es SPECT, además, el procedimiento de reconstrucción elegido, incluido el filtrado).

1.6.2 Espectro de potencias de ruido (NPS)

La segunda medida robusta que se utiliza en este trabajo es el espectro de potencias de ruido o NPS (del inglés *Noise Power Spectrum*) que no es más que la descomposición espectral del ruido de la imagen. La misma proporciona una descripción adecuada para valorar la capacidad de detección de objetos con un determinado sistema de imagen [20].

El NPS utiliza la transformada de Fourier de imágenes de ruido para determinar la varianza o potencia de ruido presente en cada frecuencia espacial. Su magnitud refleja el grado de aleatoriedad en cada frecuencia espacial. Así, su forma revela dónde se concentra el ruido en el espacio de frecuencias [3].

Los NPS pueden ser calculados mediante la transformada de Fourier de la función de autocorrelación de las imágenes de ruido o tomando la transformada de Fourier directa de las imágenes de ruido. Matemáticamente, las NPS pueden ser representadas como [23]:

$$NPS(n\Delta f) = \frac{\pi\Delta R}{\bar{N}m} (n\Delta f) (MTF_{alg}^2(n\Delta f))^{-1}$$
(17)

Donde \overline{N} es el número medio de fotones en una proyección, m es el número de proyecciones, f es la frecuencia espacial y ΔR representa la longitud de una proyección. MTF_{alg} $(n \Delta f)$ es la MTF algorítmica (es decir, la parte de la MTF total asociada con el núcleo de convolución [23]) a una frecuencia discreta $n \Delta f$, donde Δf representa el incremento de muestreo de frecuencia y n es un valor entero [12].

El espectro de potencias del ruido (NPS) describe simultáneamente la relación entre el ruido y la resolución espacial para todo el rango de frecuencias, por lo que al igual que la MTF es una medida robusta que permite predecir el comportamiento del sistema de detección y la calidad de imagen posible de obtener con él, para todo el rango de frecuencias.

1.7 Utilización de MTF y NPS para evaluar cámaras gamma

Las medidas robustas de calidad de imagen MTF y NPS se han utilizado con éxito para complementar el control de calidad de imagen de las cámaras gamma.

En [49] por ejemplo, se comparó la resolución espacial de tres cámaras gamma con dos detectores cada una, utilizando los valores de sus MTF. Se realizaron comparaciones de los valores obtenidos entre las gamma cámaras y entre sus detectores. Se establecieron como referencia los valores de resolución espacial para el 75%, 50% y 10% de la MTF, con la cual predijeron y compararon el comportamiento de estos equipos en su límite de detección y resolución de alto contraste.

En [50] se analizan y comparan cuatro métodos de corrección de la radiación dispersa, utilizando dos ventanas energéticas en SPECT, contra un método de referencia y contra el valor de la dispersión en aire. Para evaluar los resultados calculan la MTF obtenida con cada uno y determinan cuál es el método que ofrece el mejor compromiso entre exactitud cuantitativa, recuperación de contraste imagen y facilidad de implementación en condiciones de rutina hospitalaria, a la vez que degrada significativamente menos la relación señal a ruido y afecta en menor magnitud la uniformidad.

En [51] se planteó un método para caracterizar la MTF en 3D para un sistema SPECT capaz de moverse en diferentes trayectorias. Desarrollaron un maniquí físico para este estudio del cual obtuvieron sus proyecciones. Reconstruyeron las imágenes utilizando un método iterativo y la transformada de Radon. Los resultados indicaron variaciones pequeñas de las MTF, ante orbitas complejas y mejores desempeños en condiciones de dispersión.

En [52] se propone mejorar, con la tecnología existente en nuestro país, la cuantificación relativa del flujo sanguíneo cerebral (FSC) en SPECT. Se mejoró la resolución espacial tomográfica en un 18%, así como la recuperación del contraste imagen con un nuevo método que propone el autor. El método permitió acercar el detector 6 cm más hacia el encéfalo del paciente. Esto resultó importante especialmente para sistemas que no pueden ser modernizados. La comparación entre el método propuesto por el autor y el método estándar, se hizo calculando la MTF a partir de la PSF bidimensional y tomográfica. Utilizaron una fuente lineal de actividad.

En el caso del NPS, en [53] se desarrolla un método capaz de probar y validar un nuevo análisis de uniformidad métrica para identificar estructuras con precisión en las imágenes de

flujo en Medicina Nuclear. Se propone una nueva valoración de uniformidad métrica, denominada Índice de Ruido Estructural (SNI), basado en el NPS en dos dimensiones. Se resta la contribución de ruido cuántico del NPS de una imagen de flujo, obteniéndose un NPS que presenta artefactos en la imagen. Se aplicó una función de respuesta visual al NPS original y al NPS con artefactos. Para verificar la magnitud del SNI, se realizó un estudio por 5 observadores físicos expertos en Medicina Nuclear. La correlación entre el SNI y la puntuación visual fue evaluada mediante análisis de correlación de Spearman. El método de SNI basado en análisis del NPS demostró ser eficaz para detectar y cuantificar visualmente las no uniformidades.

En [54] se desarrolla una nueva valoración de uniformidad métrica fijando como objetivo los modelos estructurales que se correlacionan mejor con la percepción visual. La nueva valoración de uniformidad métrica se basa en el NPS bidimensional. Se obtuvo el NPS bidimensional de cada imagen. Este fue acotado para reducir el ruido cuántico y fue filtrado con una función de respuesta visual. El SNI se aplicó a cada una basado en la magnitud del promedio del ruido estructurado en la imagen procesada. Para verificar la validez de la nueva métrica, se realizó un estudio por 5 observadores físicos expertos en Medicina Nuclear. Esta nueva métrica se correlaciona mejor que el método tradicional basado en el píxel, con la valoración visual de uniformidad no estructurada en las imágenes de MN. El método permite realizar una valoración cuantitativa más exacta de uniformidad en MN.

1.8 Conclusiones del capítulo

A partir del análisis de la literatura científica relacionada con el tema de calidad de imagen en Medicina Nuclear revisada se puede concluir que:

- La adquisición y procesamiento de las imágenes de MN es compleja y la elección del protocolo determina la calidad de imagen.
- Existen formas muy diversas de medir calidad de imagen. Algunas medidas objetivas no correlacionan bien con el sistema visual humano, otras son estimaciones puntuales de algún parámetro y otras dependen de la subjetividad de un observador y de las condiciones de visualización, por lo que no se consideran medidas robustas.

 Las medidas MTF y NPS permiten realizar una evaluación integral de la resolución espacial, el contraste imagen y el ruido aleatorio para todo el rango de frecuencias espaciales, por lo que permiten predecir con eficacia la calidad de imagen de un sistema de medición. Esto ha hecho que se estén utilizando para complementar el control de calidad en MN.

CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

En este capítulo se describen las condiciones experimentales de adquisición de imágenes y de cálculo de las medidas robustas MTF y NPS escogidas para predecir la calidad de imagen que ofrece la cámara gamma estudiada.

2.1. Tecnología utilizada y parámetros de adquisición

Se utilizó la cámara gamma E.CAM SCINTRON 7 (figura 11) fabricada por MiE (*Medical Imaging Electronics*) de fabricación alemana. Dicha cámara cuenta con dos detectores con cristal de centelleo de Ioduro de Sodio activado con Talio, de 9,5 mm de grosor. Su campo de visión útil (UFOV) es de 53,3 x 38,7 cm, teniendo en la diagonal 63,5 cm de longitud. La cámara cuenta con 59 tubos fotomultiplicadores circulares. De ellos 53 tienen 7,6 cm de diámetro y otros 6 tiene 5,1 cm de diámetro.



Figura 11: Cámara gamma E.CAM SCINTRON 7

Para la adquisición de las imágenes se centró la energía del fotopico en 140 keV con un ancho de ventana energética del 15 % y un campo de visión útil (UFOV) de 615 X 615 mm. El radioisótopo utilizado en la adquisición fue el Tecnecio 99 meta-estable (^{99m}Tc) para diferentes valores de actividad radionuclídica contenidas en una aproximación a fuente lineal (tubo de ensayo) y una no lineal (pomo plástico).

2.2. Maniquíes físicos utilizados

En el experimento se utilizó un tubo de ensayo como aproximación a una fuente lineal para obtener la MTF y un pomo de agua para estudiar la composición del espectro de potencias del ruido (NPS). Ambos fueron llenados con agua y se les fue variando la actividad radionuclídica en cada adquisición. La Figura 12, muestra la imagen de ambos maniquíes.



Figura 12: (a)Tubo de ensayo, (b) Pomo plástico

2.3. Imágenes utilizadas

Las imágenes fueron obtenidas en el Centro de Investigaciones Médico Quirúrgicas de Cuba (CIMEQ), con la cámara gamma ya descrita. Con este equipo se obtuvieron 6 imágenes de la fuente lineal y 12 de la fuente no lineal, descritas en las tablas 1 y 2.

Se realizaron adquisiciones bajo diferentes tamaños de matrices, para el maniquí no lineal, y solo se utilizó un tamaño de matriz (64 x 64 píxeles), para el maniquí lineal, para variar tanto la resolución espacial como el ruido a nivel de píxel y poder apreciar cómo influye esto sobre la predicción de calidad de imagen a partir de la MTF y del espectro de potencias del

ruido. Se seleccionaron los tamaños de matrices más típicos en Medicina Nuclear que son: 64 x 64, 128 x 128 y 256 x 256 píxeles. En todos los casos se mantuvo constante la ubicación y ancho del fotopico, el UFOV, el tiempo de adquisición (5 minutos), la misma orientación de los maniquíes bajo el detector y la misma distancia del maniquí al detector (10 cm). Los valores de actividad escogidos fueron: 185 MBq (5 mCi), 370 MBq (10 mCi) y 550 MBq (15 mCi), por ser los más típicos en diversos estudios de MN [55]. Las imágenes fueron adquiridas con ambos detectores, pero como las imágenes obtenidas resultan semejantes para ambos, a los efectos de este trabajo se reportan los resultados con un detector (detector superior-1), donde además, hay una menor influencia de los fotones absorbidos por la camilla, a diferencia del detector inferior, y también una menor dispersión de Compton [6] con la camilla, lo cual ocasiona pérdidas de resolución espacial sobre las imágenes. La base de datos se almacenó en la memoria del equipo y ocupó 557 Kb en formato DICOM.

Las actividades radionuclídicas escogidas fueron cargadas en jeringuillas desechables y medidas en un Activímetro *PTW Curiementor*, justo antes de realizar cada adquisición. para conocer la actividad exacta con que se realiza cada experimento. La Figura 13 muestra su imagen.



Figura 13: Activímetro

Como el período de semidesintegración del ^{99m}Tc es de 6 horas aproximadamente, y cada adquisición de imagen solo tarda 5 minutos, se considera despreciable en ese tiempo la desintegración radiactiva del radioisótopo, es decir, se considera que la actividad radionuclídica es constante durante la medición. El caso extremo son las mediciones con el pomo plástico donde para cada valor de actividad se adquirieron tres imágenes para distinto

valor de matriz de adquisición, de modo que el tiempo total fue de 15 minutos. Los valores de actividad reales utilizados para hacer cada adquisición se aprecian en las tablas 1 y 2.

Tabla 1: Condiciones de adquisición de las imágenes con el tubo de ensayo para la obtenciónde la MTF.

	Actividad	Tamaño de matriz		
Medición	inyectada (MBq)	(píxeles)		
1	169,8	64x64		
2	364,0	64x64		
3	581,0	64x64		

Tabla 2: Condiciones de adquisición de las imágenes con el pomo plástico para la obtención del NPS.

Medición	Actividad inyectada (MBq)	Tamaño de matriz (píxeles)		
4,5 y 6	184,54	64, 128, 256		
7	389,56	64		
8,9	567,77	64,128		

En la figura 14 se muestra una de las imágenes obtenidas del tubo de ensayo y del pomo plástico con la cámara gamma estudiada.



Figura 14: (a)Imagen del Tubo de ensayo, (b) Imagen del Pomo plástico

2.4 Software empleado para la programación y cálculo de la MTF y el NPS

Se empleó *Matlab 15*, *R2015a (8.5.0.197613)* tanto para cargar y manipular las imágenes adquiridas en formato DICOM, como para la programación y cálculo de las funciones MTF y NPS. Los anexos 1 al 5 muestran los programas implementados.

2.4.1 Determinación de Regiones de Interés

Con las imágenes cargadas se seleccionaron manualmente Regiones de Interés (en lo adelante ROI, del inglés *Region of Interest*) que responden específicamente a las características de cada experimento. Es por ello que se concibieron como un rectángulo de dimensiones arbitrarias, (según el experimento) que encerrara, en un caso, El cambio en el borde del tubo para el cálculo de la MTF, y en el otro caso, sobre una región ruidosa para el cálculo del NPS.

La Figura 15 muestra imágenes de las ROI de ambos experimentos.



Figura 15: Regiones de interés: a) ROI para MTF tomada sobre la imagen del tubo de ensayos yb) ROI para NPS tomada sobre una zona de la imagen del pomo plástico

Los tamaños de ROI exactos fueron para el tubo de ensayos 11 x 10 cm. Para el pomo plástico se cubrió aproximadamente un área de 7,3 cm², para tamaño de matriz de 13 x 8 píxeles en

matriz de 64 x 64 píxeles; 27 x 15 píxeles en matriz de 128 x 128 píxeles y 51 x 29 píxeles en matriz de 256 x 256 píxeles.

La ROI para el cálculo de la MTF, fue obtenida utilizando la función *ginput* la cual permite identificar *n* puntos en una sub-imagen a partir de la imagen original, es decir calcula una sub-matriz (ROI) a partir de la matriz original (imagen).

Las ROI para el NPS fueron obtenidas de forma similar a la MTF, pero a partir de las imágenes del pomo, utilizando también *ginput*. En este caso, se seleccionó como ROI un rectángulo en la zona de interés, abarcando la mayor área posible para lograr una estadística de puntos suficientes que permita caracterizar el espectro del ruido.

2.4.2 Cálculo de la MTF

La MTF fue obtenida utilizando el método de borde [56]. Se calculó el valor de la Transformada rápida de Fourier (FFT) en cada fila de la ROI seleccionada utilizando la función *fft* del Matlab. Se utilizaron 256 puntos independientemente de las dimensiones del eje x de la ROI. El módulo de la *fft* fue normalizado entre 0 y 1. En la figura 16 se muestra un diagrama de bloques de la obtención de la MTF.



Figura 16: Diagrama de bloques de la obtención de la MTF.

2.4.3 Cálculo del NPS

El valor medio de ruido se eliminó sustrayendo el valor medio de intensidad de la ROI. Se procedió de forma similar al cálculo de la MTF con algunas particularidades propias del procedimiento. Se calculó el valor de la transformada rápida de Fourier en cada columna de la ROI seleccionada utilizando la función *fft* del Matlab. En la *fft* se utilizaron al igual que en la MTF, 256 puntos, independientemente de las dimensiones del eje x de la ROI. Se calculó además la relación SNR para cada imagen adquirida en esta parte. Finalmente, se le calculó la inversa al espectro y se obtuvo el resultado esperado. En la figura 17 se muestra un diagrama de bloques de la obtención de la SNR y el NPS.



Figura 17: Diagrama de bloques de la obtención de la SNR y el NPS.

2.4.4 Cálculo de la relación señal a ruido

La SNR fue obtenida como el cociente entre la media de la señal y el ruido en la imagen [57], y se define matemáticamente como:

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma}$$
 (18)

donde

 μ : media de los valores de la señal, σ : desviación estándar de los valores de la señal.

Se calculó la SNR a cada una de las imágenes correspondientes para las ROI seleccionadas. En cada uno de los códigos se colocó la línea de comando: SNR (i) =mean2 (ROI) / std2 (ROI), la cual se corresponde con la ecuación de cálculo de la SNR (18).

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En el presente capítulo se hace un análisis de los resultados obtenidos en los experimentos realizados para calcular los predictores robustos de calidad de imagen MTF y NPS con los maniquíes físicos: tubo de ensayo tomado como una fuente lineal y pomo plástico como una fuente de ruido.

3.1 Resultado de la MTF

En la figura 18 se muestran los resultados de la MTF, obtenida a partir de las imágenes del tubo de ensayo, para tres valores de actividad radionuclídica y con un tamaño de matriz de adquisición fijo de 64 x 64 píxeles. La frecuencia espacial está expresada en mm^{-1} . El valor del contraste se normalizó entre 0 y 1.



Figura 18: Gráfico de MTF vs. frecuencia espacial. Límite de detección del equipo

La MTF representa el contraste que es capaz de dar el sistema de imagen en función de la resolución espacial del mismo.

Para la actividad radionuclídica más baja se muestra como la curva de MTF presenta un carácter más aplanado con respecto a las otras actividades radionuclídicas empleadas, dado el menor valor de contraste imagen que se logra con la misma. Luego la MTF decae lentamente hasta acercarse asintóticamente a 0. En la figura 18 se aprecia también que el límite de detección del equipo, que se define como el valor de la función al 10 % de contraste [56], se encuentra entre $0,0188 mm^{-1} y 0,022 mm^{-1}$, es decir que se puede expresar que la resolución espacial no varía con la actividad radionuclídica, cuando el tamaño de matriz de adquisición y la distancia maniquí-detector permanecen constantes. En este sentido, el límite de detección señaladas. A frecuencias espaciales mayores (objetos menores), este equipo no es capaz de discriminar los detalles sobre las imágenes a menos que tengan un mayor contraste. Este aspecto se acentúa si se tiene en cuenta que el ruido también se encuentra presente en las altas frecuencias y que, por tanto, afectará la detectabilidad de lesiones y estructuras de pequeño tamaño.

El límite de detección también se conoce como frecuencia umbral, y es considerado que, para valores menores a este, el sistema no es capaz de tener una resolución espacial adecuada para diagnóstico ya que no permite apreciar lesiones o estructuras menores de ese tamaño.

El límite de detección es determinante para estimar el tamaño del menor objeto que puede ser identificado en las imágenes obtenidas, bajo las condiciones de adquisición prefijadas. Teóricamente, el tamaño absoluto del objeto que puede ser identificado por un sistema de imagen es igual a la mitad del recíproco de la frecuencia espacial del límite de detección [58]. En el caso bajo estudio el tamaño promedio del menor objeto a identificar a 10 cm de distancia del detector y con adquisición de 64 x 64 píxeles con un 10 % de contraste imagen es aproximadamente de 24,5 mm. Para apreciar estructuras menores es necesario o bien acercar el detector al objeto, utilizar matrices de adquisición más resolutivas de 128 x 128 ó 256 x 256 píxeles o aumentar la actividad radionuclídica para aumentar el contraste imagen.

En la figura 19 se muestra el valor máximo de la MTF para cada una de las actividades radionuclídicas empleadas. O sea, muestra el valor del alto contraste para cada uno de los casos.



Figura 19: Gráfico de MTF vs. frecuencia espacial. Valor máximo de la MTF.

Se aprecia que para 169,8 MBq la resolución de alto contraste (mayor valor de la MTF) es de 76 %; es decir, tiene un 24 % de pérdida de contraste respecto al valor a mayor actividad. Para 364 MBq el máximo contraste imagen es del 95 % y para 581 MBq es del 100 %. Se comprueba con esto cómo el contraste imagen mejora con el aumento de la actividad radionuclídica.

La comparación de resultados de la MTF con otros métodos de cálculo, resulta difícil, porque depende mucho de las condiciones de adquisición empleadas. Así por ejemplo, en [59] emplean como método de cálculo de la MTF el ancho a la mitad de la altura de la PSP para comparar 2 métodos de medición del flujo sanguíneo cerebral. Se hacen adquisiciones con tamaños de píxel de 5 mm (la mitad del utilizado en este trabajo) y obtienen resoluciones de 16 mm a 22 cm del detector con un 17 % de contraste imagen con el método de determinación de flujo sanguíneo cerebral estándar; y de 13 mm a 16 cm del detector, con un 23 % de contraste imagen, para el método modificado de determinación del flujo sanguíneo cerebral.

En otro trabajo [56], se emplea tamaño de píxel de 2,4 mm y se obtiene a 10 cm de distancia entre maniquí y detector un límite de detección de 14,2 mm con un 10 % de contraste.

En [49] también utilizaron tamaño de píxel de 2,4 cm y emplean las MTF de 3 cámaras con 2 detectores para comparar resultados de desempeño de las mismas. Las MTF se calcularon por el mismo método empleado en el presente trabajo y los resultados arrojaron que en el 10 % de la MTF, el límite de detección es de 14,1 mm, 13,7 mm y 14, 7 mm respectivamente, para las diferentes cámaras.

En el presente estudio por limitaciones de tiempo y recursos no se pudo realizar la medición de la MTF con tamaños de píxel de 5 mm y 2,4 mm. En este sentido, se estima que con la cámara gamma estudiada existe margen para el logro de resoluciones espaciales mejores de las presentadas en este trabajo, si se utilizan diseños de experimento más resolutivos.

Existen otros métodos más precisos de determinación de la MTF como los realizados a partir de la función de dispersión puntual (PSP) [23], pero estos implican un costo computacional alto. En un estudio realizado [60] se empleó ese método y demoró el cálculo de la MTF 18 horas utilizando un clúster de computadoras. Para poder realizar el cálculo en una computadora común, Intel Core i5 con 2 GB de RAM, fue necesario simplificar el método para 2 ángulos de detección, con la consecuente pérdida de precisión en los resultados.

El método de cálculo de la MTF empleado en este trabajo demoró 4s en una computadora con 4 GB de RAM con microprocesador AMD de 4 núcleos a una frecuencia de 1,5 GHz.

A partir de las MTF obtenidas podemos conocer el contraste imagen que este equipo ofrece para todo el rango de frecuencias espaciales, para las condiciones de adquisición estudiadas. Con esto es posible predecir la relación entre contraste y resolución espacial de todos los estudios de Medicina Nuclear que se realizan bajo similares condiciones con esta cámara gamma como son de flujo sanguíneo cerebral, renales y cardiovasculares [3] y quedaría pendiente estudiar el comportamiento para la matriz de 128 x 128 píxeles, la cual es la utilizada para los estudios óseos.

Se ha calculado la MTF para condiciones de adquisición planar y se debe extender su estudio a la adquisición tomográfica.

3.2 Resultados del NPS

En la figura 20 se muestra el espectro de potencias de ruido para todas las adquisiciones, utilizando tres tamaños de matriz y tres de actividad radionuclídicas distintas, con el maniquí consistente en un pomo plástico, obtenidas con la cámara gamma bajo estudio.



Figura 20: Ruido vs. Frecuencia espacial. NPS de todos los protocolos de adquisición analizados (espectro acotado)

En la figura 20, se muestra cuál es el comportamiento de cada adquisición. Se aprecia cómo el nivel de ruido es dependiente tanto de la actividad radionuclídica empleada como del tamaño de matriz de adquisición. Se evidencia cómo con la menor actividad radionuclídica empleada y con la matriz de 256 x 256 píxeles la imagen presenta mayor nivel de ruido. Ambos aspectos generan una menor estadística de cuentas a nivel de píxel. Dado que el área bajo la curva es la mayor, la imagen se afecta por un mayor nivel de ruido en todo el rango de frecuencias. Esto puede ser además apreciado visualmente en la figura 21 (f). En general se aprecia por encima de 0,005 mm⁻¹ un aumento del ruido para todo el rango de frecuencias que permanece constante para cada valor de actividad analizado.

Se aprecia que a medida que aumenta la actividad radionuclídica, disminuye el área bajo la curva y por ende disminuyen los niveles de ruido aleatorio para todo el rango de frecuencias espaciales. El menor nivel de ruido con la mayor actividad radionuclídica (567,8 MBq) y un tamaño de matriz de 64 x 64 píxeles, la cual tiene la mayor estadística de conteos a nivel de píxel [3] entre los protocolos comparados.

Resulta de interés analizar el caso de 567,8 MBq con matriz de 128 x 128 píxeles, respecto a 184,5 MBq con matriz de 64 x 64 píxeles. Se aprecia que existe mayor nivel de ruido en el segundo caso, a pesar de tener mayor tamaño de píxel, ya que influye más el valor de la actividad radionuclídica baja sobre el nivel de ruido que el tamaño de la matriz de adquisición. Se aprecia de igual modo que las tres curvas más ruidosas son las obtenidas con menor actividad y su orden va de menor a mayor tamaño de píxel. La figura 21 muestra la influencia tanto de la actividad radionuclídica como del tamaño de la matriz de adquisición sobre la percepción visual del nivel de ruido en las imágenes.



Figura 21: a) 184,5 MBq (64 x 64 píxeles), b) 389,5 MBq (64 x 64 píxeles), c) 567,8 MBq (64 x 64 píxeles), d)184,5 MBq (128 x 128 píxeles), e) 567,8 MBq (128 x 128 píxeles), f) 184,5 MBq (256 x 256 píxeles).

De la figura anterior igualmente se aprecia cómo el aumento del tamaño de matriz (disminución del tamaño del píxel) trae como consecuencia que la imagen tenga una mejor resolución espacial, pero a la vez presenta mayor nivel de ruido. Este aspecto debe de ser cuidadosamente analizado para cada tipo de estudio donde los especialistas, en dependencia de lo que necesitan apreciar sobre cada tipo de imagen de MN, deben decidir si sacrifican resolución espacial en el estudio o nivel de ruido sobre la imagen.

En la figura 22, se aprecia que, al aumentar la resolución espacial en los estudios con el incremento del tamaño de la matriz de adquisición, aumenta la frecuencia espacial máxima del espectro de ruido sobre la imagen. Aquí se muestra que para un tamaño de matriz de 256 x 256 píxeles la frecuencia espacial máxima es igual a $0.25 mm^{-1}$, para 128 x 128 píxeles es de $0.1mm^{-1}$ y finalmente para la de 64 x 64 píxeles es igual a $0.05mm^{-1}$.



Figura 22: Ruido vs. Frecuencia espacial. NPS de los protocolos de adquisición analizados (espectro completo).

Es importante al caracterizar los diferentes espectros de potencias de ruido, considerar la frecuencia donde se alcanza el máximo valor del NPS, llamada frecuencia pico. La frecuencia pico se relaciona en la literatura científica con la textura de la imagen. En este caso frecuencias pico pequeñas se relacionan con un grano más grueso, mientras que para frecuencias pico altas se habla de grano fino [61]. En realidad, estos términos provienen de

la radiografía fílmica convencional, donde la textura de la imagen estaba relacionada con el grano de la película. En las figuras 21 (a) - 21 (f) puede apreciarse no solo la influencia de la resolución espacial sino del nivel de ruido sobre las imágenes. Esto se hace particularmente evidente en la imagen 21 (f) donde la contribución del ruido es considerable sobre la imagen con la mejor resolución espacial de este experimento. En Medicina Nuclear diversos autores han empleado el NPS para estudiar la estructura del ruido sobre las imágenes [53, 62]

En la figura 22 podemos apreciar siguiendo el comportamiento del NPS, que la adquisición de 184.5 MBq con una matriz de 256 x 256 píxeles, presenta una textura más gruesa con respecto a las demás en la caracterización de ruido. Su espectro de potencias de ruido posee una composición que abarca un amplio rango de frecuencias espaciales, siendo considerables aún los valores que se aportan en las altas frecuencias, donde además se conoce que aparecen detalles en las imágenes. Es decir, que los detalles de bajo contraste y tamaño del orden de la resolución espacial pudieran perderse bajo altas contribuciones de ruido para este diseño de protocolo de adquisición. La única forma posible de suplir este problema sería aumentando la actividad radionuclídica para disminuir los niveles de ruidos aportados sobre las imágenes, aumentando con esto la dosis de radiación que reciben los pacientes.

3.3 Resultados de la SNR

A partir de las imágenes obtenidas con el pomo plástico, se calcularon, además, sobre las mismas las SNR. En la tabla 3 se muestran dichos valores, donde 1, 2 y 3 se corresponden con los valores de la actividad radionuclídica administrada (de menor a mayor) y 64, 128 y 256, se corresponden con los tamaños de matrices de adquisición empleadas.

Tabla 3: Valores de la SNR

Protocolo de adquisición	64_1	64_2	64_3	128_1	128_3	256_1
SNR	21.05	25.97	26.18	20.68	24.03	20.49

Los valores de la SNR confirman los resultados obtenidos en el análisis del NPS. Sin embargo, este es un resultado puntual, que caracteriza solo el nivel de ruido en una ROI

escogida. Del análisis del espectro de potencias de ruido para todas las frecuencias realizado, podemos apreciar grandes diferencias entre todos los protocolos de adquisición, que no son adecuadamente representadas si se utiliza la medida puntual SNR. Pudieran incluso existir valores de la SNR semejantes entre dos imágenes con espectros de ruido muy diferentes y apariencia visual también muy distinta [43]. Este es el caso por ejemplo de los protocolos con la matriz de128 x 128 píxeles y actividad de 184,5 MBq y el de 256 x 256 píxeles con la misma actividad, cuya SNR es prácticamente igual y sin embargo sus espectros no lo son como se aprecia en las figuras 20, 21 y 22.

El algoritmo de cálculo del NPS implementado en este trabajo igualmente tiene un costo computacional de 4 s en una computadora con 4 GB de RAM con microprocesador AMD de 4 núcleos a una frecuencia de 1,5 GHz.

Se debe extender el estudio del NPS de esta cámara gamma para adquisiciones tomográficas ya que se conoce que el procedimiento de reconstrucción modifica el espectro de potencias del ruido [38].

Los procedimientos de cálculo implementados para la MTF y el NPS, sirven para complementar el control de calidad de rutina realizado para la cámara gamma estudiada, y predecir su comportamiento en cuanto a resolución espacial, contraste imagen y ruido aleatorio, para la mayoría de los estudios que se realizan en la actualidad con ^{99m}Tc. Estos procedimientos pueden implementarse igualmente en el resto de los servicios de Medicina Nuclear del país. En comparación con el algoritmo de Boedeker implementado anteriormente en el laboratorio de imágenes de la UCLV (antiguo CEETI), [23, 60], el presentado en este trabajo es mucho más rápido y preciso.

3.3 Conclusiones del capítulo

Del análisis de la MTF podemos concluir que:

 El equipo tiene su límite de detección a la frecuencia de 0,02 mm⁻¹ para tamaño de píxel de 10 mm a 10 cm de distancia objeto-detector, y este no depende de la actividad radionuclídica administrada.

- El tamaño del menor objeto a detectar es de 24,5 mm para tamaño de píxel de 10 mm a 10 cm de distancia objeto-detector y 10 % de contraste imagen.
- La resolución de alto contraste tiene pérdidas de 24 % para actividad de 169,8 MBq y de solo un 5 % para 364 MBq para para tamaño de píxel de 10 mm a 10 cm de distancia objeto-detector.
- Se muestra además que la frecuencia umbral del equipo es de 0.022 mm⁻¹. O sea, a frecuencias mayores no son capaces de reproducir los detalles de las imágenes.

Del análisis de la NPS podemos apreciar que:

- El NPS resultó más dependiente de la actividad radionuclídica que del tamaño del píxel.
- Para un tamaño de matriz de 256 x 256 píxeles la frecuencia espacial máxima monitorizada fue igual a 0.25 mm⁻¹, para 128 x 128 píxeles fue de 0.1mm⁻¹ y para 64 x 64 píxeles fue de 0.05mm⁻¹ para las condiciones experimentales impuestas.
- A medida que aumentó la frecuencia de muestreo espacial, debido al aumento de la densidad de píxeles de la matriz, se pudieron estudiar mayor cantidad de frecuencias espaciales.
- Los procedimientos de cálculo de MTF y NPS implementados permitieron predecir la calidad de imagen de la cámara gamma estudiada con bajo costo computacional y buena precisión por lo que se proponen para complementar el control de calidad del sistema de imagen.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- Los experimentos diseñados permitieron obtener perfiles de actividad adecuados con el empleo de maniquíes para medir la calidad de imagen de una cámara gamma a partir de sus MTF y NPS.
- Los procedimientos programados en Matlab para la obtención de las medidas MTF y NPS demostraron la obtención de resultados precisos y con un bajo costo computacional, por lo que sirven para complementar el control de calidad en condiciones hospitalarias de las cámaras gamma.
- A partir de los valores de MTF y NPS obtenidos se pudo estudiar el desempeño de una cámara gamma en cuanto a resolución espacial, contraste imagen y ruido para todo el rango de frecuencias espaciales, con los protocolos de adquisición que más frecuentemente se utilizan en MN planar.
- La cámara gamma estudiada presenta una calidad de imagen conforme a lo estipulado en normas y requisitos de fabricantes para los protocolos estudiados.

Recomendaciones

- Realizar la medición de la MTF con tamaños de píxel de 5 mm y 2,4 mm, así como para la adquisición tomográfica.
- Extender el estudio del NPS de esta cámara gamma para adquisiciones tomográficas ya que se conoce que el procedimiento de reconstrucción modifica el espectro de potencias del ruido

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- M. G. Stabin, *Fundamentals of Nuclear Medicine Dosimetry*. Department of Radiology. Radiological Sciences Vanderbilt University Nashville, TN, USA: Springer Science & Business Media. 2008.
- W. D. Leslie, I. D. Greenberg. *Nuclear Medicine*. Landes Bioscience. Vademecum
 U.S.A. Chapter 4: Equilibrium Radionuclide Angiocardiography. pp. 63-64. 2003
- [3] M. L. Cabrejas, *Tomografía en medicina nuclear*. Argentina: Comité de Instrumentación y garantía de Calidad del ALASBIMN. 1999.
- [4] G. C. Ravichagua.. *Instrumentación y equipamiento en medicina nuclear y radioterapia*. Disponible en: <u>http://medicinayradioterapia.blogspot.com/</u>. 2016.
- [5] M. Tubiana. El descubrimiento de la Radiactividad. *Salud Mundial*. Vol. 48(3), p. 5. 1995.
- [6] K. Maher. Basic Physics of Nuclear Medicine. Wikibooks contributors. Disponible en : <u>http://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Nuclear_Medicine</u>. 2006
- [7] E. B. Podgorsak. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Berlin: Springer. 2006.
- [8] M. Rodríguez. *Física Médica. Fronteras de la Física en el Siglo XXI*. Disponible en: http://scifunam.fisica.unam.mx/mir/copit/TS0011ES/TS0011ES.html. 2013
- [9] F. Joliot, I. Curie. *Artificial production of a new kind of radio-element*. Nature. Vol. 133(3354), pp. 201-202. 1934.

- [10] M. F. Cabral. *Radiofármacos de 99mTc em diagnóstico*. Universidad de Lisboa.Facultad de Farmacia. Portugal. 2012.
- [11] M. Nuñez. Conferencia: Fundamentos de SPECT. Escuela Universitaria de Tecnología Médica UdelaR, Montevideo, Uruguay. 2008.
- [12] M. Nuñez. Conferencia: Tomografía por emisión de positrones (PET): Fundamentos. Escuela Universitaria de Tecnología Médica UdelaR, Montevideo, Uruguay. 2008.
- [13] R. Cabrejas. Técnicas en Medicina Nuclear. Adquisición, procesamiento y presentacion de las imagenes planares. Centro de Medicina Nuclear. Hospital de Clínicas "José de San Martín" C.N.E.A. -U.B.A, Buenos Aires, Argentina. 2000.
- [14] M. Nuñez. Conferencia: *Procesamiento de imágenes en Medicina Nuclear*. Escuela Universitaria de Tecnología Médica UdelaR. Montevideo, Uruguay. 2008.
- [15] J. P. Graffigna, R. Romo. Conferencia: *Fundamentos de Imágenes Médicas*. Presented at the Imágenes en Medicina-UNSJ. 2003.
- [16] ICRP. Publicación 60. *Recommendations of the ICRP*. Pergamon Press. Vienna .1990.
- S. R. Cherry, J.A. Sorenson, M.E. Phelps. *Physics in Nuclear Medicine*. Chapter 15: Image Quality in Nuclear Medicine. pp. 233-253. University of Wisconsin-Madison. Elsevier Health Sciences. 2012.
- [18] A. M. Eskicioglu, Fisher, P.S., "Image quality measures and their performance," *IEEE Transactions on communications*. Vol.43(12), pp. 2959-2965. 1995.
- [19] F. V. Montañez, "Evaluación de los métodos objetivos para medir la calidad perceptiva del imágenes digitales," Tesis Doctoral. 2009.
- [20] H. F. Rodríguez, "Control de calidad en Cámara Gama y Spect," Tesina. Escuela de Ciencia y Tecnología, La Universidad Nacional de General San Martín. Buenos Aires. Argentina. 2006.
- [21] Controles de calidad en cámaras gamma planar y SPECT. Htal San Martín de la Ciudad de La Plata, Argentina. 1998.

- [22] NEMA: Performance Measurements of Scintillation Cameras, NEMA, 2001.
- [23] K. L. Boedeker, V.N. Cooper, M.F. McNitt-Gray. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part I. Measurement of noise power spectra and noise equivalent quanta. Physics in medicine and biology. Vol. 52(14), pp. 4027-4046. 2007.
- [24] R. E. Woods, R. C. Gonzalez. *Digital Image Processing 2nd Edition*. Chapter 2, pp. 66-69. Prentice Hall Upper Saddle River, New Jersey 07458. 2002.
- [25] M. P. Díaz. Fundamentos físicos de calidad de imagen en Medicina Nuclear. Métodos para su valoración. Revista Medicina Nuclear, Alasbimn Journal. Vol. 9(35), p. 1-15. 2007.
- [26] M. Perez-Diaz, F. Ponce, O. Diaz-Rizo. Administered Activity Optimization in patients studied by Gated Radionuclide Ventriculography using Tc-99m labeling red cells. Nuc Med Commun. Vol. 23(4), pp. 137-142. 2002.
- [27] C. S. Catajesús. Principios físicos de la cámara gamma y su control de calidad. *Revista cubana de Física*. Vol. 6(1) pág. 77-84. 1986.
- [28] T. A. Novillo. La gammagrafía como técnica de diagnóstico en medicina nuclear Tesis Doctoral. Escuela Superior Politecnica De Chimborazo, Riobamba. Ecuador, 2006.
- [29] J. L. Herraiz. Técnicas avanzadas de reconstrucción de imagen nuclear PET, X-CT y SPECT. Tesis Maestría. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Ciencias Físicas Dpto. de Física Atómica, Molecular y Nuclear, 2008.
- [30] C.R. Padrón, M.A. Fernández, J.A.Pereda. Reconstrucción de imágenes Tomográficas. Técnicas en el dominio de la fracuencia. Mundo Electrónico. Vol. 131, pp. 93-100. 1983.
- [31] Y. Wei, G.Wang. *An Intuitive Discussion on the Ideal Ramp Filter in Computed Tomography*. Computers and Mathematics with Applications. Vol.49(2005). 2004.
- [32] A. Juzga, B. Rodríguez. Conferencia: Método de retroproyección filtrada. Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Bogota, Colombia. 2004.

- [33] J. Radon. On determination of functions by their integral values along certain multiplicities. Ber. der Sachische Akademie der Wissenschaften Leipzig,Germany. pp. 262-277. 1917
- [34] T. M. Peters, J. Williams. *The Fourier transform in biomedical engineering*. Springer Science & Business Media. 2012.
- [35] C. Pinilla, A. Alcalá, F. Ariza. Filtrado de imágenes en el dominio de la frecuencia. Revista de la Asociación Española de Teledetección. Vol. 8(8), pp.1-5 1997.
- [36] P. Sprawls. *Physical principles of medical imaging*. 2nd edition. Chapter 1: Image Characteristics and Quality. pp. 1-15. Madison, Wisconsin. 2003.
- [37] J. C. Woll. Tesis de Grado. Estimación automática de la varianza y discriminación de distribuciones de ruido en imágenes digitales. Pontificia Universidad Catótica del Perú. Facultad de Ciencias e Ingeniería. 2013.
- [38] C. A. Catasús. Problemas que afectan la cuantificación en SPECT," Revista de Física Médica. Vol.4(1), pp. 31-41. 2003.
- [39] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, D. M. Leidholt, J. J. Boone. *The essential physics of medical imaging 2nd Edition*. Chapter 10, pp. 273-283: Lippincott Williams & Wilkins. U.S.A. 2002.
- [40] M. B. Borgert. Conferencia: *Basics of SPECT, PET and PET/CT Imaging*. JASS p.13. 2006.
- [41] M. P. Díaz, XIII Mexican Symposium of Medical Physics. 15–16 March 2014, Leon, Guanajuato, Mexico. Invited Lecture. *Methods for the analysis of digital Image quality*. AIP Conf. Proc. 1626, 39; <u>http://dx.doi.org/10.1063/1.4901358</u>. 2014.
- [42] Z. Wang. Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. IEEE Transactions on image processing .Vol. 13, (4), pp.1-14 2004.
- [43] I. Avcıbas, B. Sankur, K. Sayood. *Statistical evaluation of image quality measures*. Journal of Electronic Imaging. Vol. 11 (2), pp. 206-223. 2002.

- [44] R. D. Fiete, H.H. Barret, W.E.Smith, K. J Myers. *Hotelling trace criterion and its correlation with human-observer performance*. Journal of the Optical Society of America A. Vol. 4(5), pp. 945-953. 1987.
- [45] J. Paz, M.Perez.-Diaz. Criterios físicos para el estudio de la compresión con pérdidas en la imagen médica digital: revisión del tema. Revista Cubana de Física. Vol. 5(2A), pp. 137-143. 2009.
- [46] J. E. Paz Viera. Evaluación de la calidad en imágenes de resonacia magnética compactadas con pérdidas. Tesis Doctoral, Universidad Central Marta Abreu de las villas. 2008.
- [47] J. A. Hanley, B. J. McNeil. *The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve.* Radiology. Vol. 143(1), pp. 29-36. 1982.
- [48] D. P. Chakraborty. Recent advances in observer performance methodology: jackknife free-response ROC (JAFROC). Radiation Protection Dosimetry. Vol. 114(1-3). 2005.
- [49] O. C. Magaz. Comunicación interna. Comparación de la resolución en tres cámaras gamma usando la Función de Transferencia de la Modulación (MTF). Hospital Universitario de Canarias. 2012.
- [50] R. R. Rojas, C. Sánchez, A. Aguila, R. Palmero. Corrección de la radiación dispersa en spect cerebral utilizando dos ventanas de energía. Bioingenieria y Física Medica Cubana. pp. 19-26. 2003.
- [51] P. Madhav, C.N. Brzymialkiewicz, S.J. Cutler. Caracterizing the MTF in 3D for a quantized SPECT camera having arbitrary trajectories. in Nuclear Science Symposium Conference Record. IEEE, Fajardo, Puerto Rico. 2005.
- [52] C. A. Catásus. Métodos para el mejoramiento de la cuantificación relativa del flujo sanguíneo cerebral mediante SPECT. Alasbimn Journal. Vol.6(22). 2003.
- [53] J. Nelson. Improved Nuclear Medicine Uniformity Assessment with Noise Texture Analysis. Journal of Nuclear Medicine. Vol. 55(1), pp. 169-174 .2013.

- [54] J. Nelson, "Nuclear Medicine Uniformity Assessment Using 2D Noise Power Spectrum," *Medical Physics*, Fifty-Four annual meeting of the American Association of Physicists in Medicine. SU-D-21 7A-03. 2012.
- [55] J. A. Lozano, S. F. Galán. Conferencia: Medicina Nuclear Diagnóstica, PET Y SPECT. 2016.
- [56] I. S. Prieto. Tesis de Grado. Procesado de imágenes médicas en MATLAB. Escuela Técnica Superior de ingenieria y Sistemas de Telecomunicación. Universidad Politécnica de Madrid. España. 2014.
- [57] T. M. Buzug. *Computed tomography*. Springer. Cap. 9, pp. 421, 2008.
- [58] M. Donovan, D. Zhang, H. Liu. Step by step analysis toward optimal MTF algorithm using an edge test device. J. Xray. Sci. Technol. Vol. 17(1), pp. 1–15. 2009.
- [59] R. R. Rojas, C. S. Catasús. A. A. Ruiz., R. Palmero. Análisis comparativo de cuatro métodos de corrección de la radiación dispersa en SPECT cerebral con Tc-99m in Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingenieria Biomédica, Habana, Cuba 2001.
- [60] O. F. Saldaña. Medición de predictores robustos de calidad de imagen en CT. Tesis de grado. Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas Facultad de Ingeniería Eléctrica, 2013.
- [61] P. Sprawls, *Physical principles of medical imaging*. 2nd edition. Chapter 21: Image Noise. pp. 313-315. *Madison, Wisconsin*. 2003.
- [62] R. Prasad. Texture Analysis for Characterization of Uniformity Performance of Gamma Camera. Nuclear Medicine, Vol. 58(1), pp. 1344-1344. 2017.

ANEXOS

Anexo 1: Lectura y selección de ROI de las imágenes, este programa es común para los dos maniquíes físicos.

clear

[nom,cam]=uigetfile('*.*','Dime que quieres que coja?');

img=dicomread([cam, nom]); % para buscar y leer la imagen a estudiar

imshow(img)

imcontrast % para mejorar el contraste de la imagen

[x,y]=ginput(2);

imshow(img(round(y(1)):round(y(2)),round(x(1)):round(x(2))))

ROI=img(round(y(1)):round(y(2)), round(x(1)):round(x(2)));

round(ROI)

save ventIMGtubo64_3 x y % para guardar la ROI seleccionada

Anexo 2: Cálculo de la MTF

clear

```
pixel=10;
fs=1/pixel;
pfft=256;
frec=(fs/2)*linspace(0,1,pfft);
for i=1:3
    name=['IMGtubo64 ' int2str(i) '.dcm'];
    ima = dicomread(name);
    %imshow(ima(:,:,1))
    ventname=['ventIMGtubo64_' int2str(i) ];
    eval (['load ' ventname])
    ROI=(ima(y(1):y(2),x(1)-2:x(2)+2));
    %subplot(3,1,1),imshow(ROI)
    for j=1: length(ROI)
        aa(j,:)=fft(ROI(j,:), pfft);
    end
    mtf(:,i) = mean(abs(aa));
     %plot(mean(ROI))
     %hold on
end
plot(frec(1:128),mtf(1:128,1)/max(max(mtf)))
hold on
plot(frec(1:128),mtf(1:128,2)/max(max(mtf)))
plot(frec(1:128),mtf(1:128,3)/max(max(mtf)))
grid % Muestra la imagen en una cuadricula
title M.T.F.
ylabel('(max mtf)')
xlabel('frecuencia espacial(1/mm)')
```

```
clear
I = [641 642 643];
pixel=10;
fs=1/pixel;
pfft=256;
frec=(fs/2)*linspace(0,1,pfft/2);
for i=1:3
    name=['IMGpomo' int2str(I(:,i)) '.dcm'];
    ima = dicomread(name);
   %imshow(ima(:,:,1))
   %imcontrast
    ventname=['ventIMGpomo' int2str(I(:,i)) ];
    eval (['load ' ventname])
 rectangle(Position', [x(1) y(1) (x(2)-x(1)) (y(2)-y(1))],
'LineWidth',2,'EdgeColor','b')
    ROI=ima(y(1):y(2), x(1):x(2));
    %figure
    %imshow(ROI)
    %imcontrast
    a=size(ROI);
    for j=1: a(2)
        aa(j,:)=fft(ROI(:,j)-mean(ROI(:,j)), pfft);
       % plot(abs(aa'));
    end
    NPS(:,i) = mean(abs(aa));
    SNR(i) =mean2(ROI)/std2(ROI);
    %plot(mean(ROI))
    %hold on
end
plot(frec,1./(NPS(1:pfft/2,:)/pfft))
grid
title N.P.S.
xlabel('frecuencia espacial(1/mm)')
```

Anexo 3 : Cálculo de la NPS con matriz de 64 x 64

```
clear
I=[ 1281 1283 ];
pixel=5;
fs=1/pixel;
pfft=256;
frec=(fs/2)*linspace(0,1,pfft/2);
for i=1:2
    name=['IMGpomo' int2str(I(:,i)) '.dcm'];
    ima = dicomread(name);
   % imshow(ima(:,:,1))
   % imcontrast
    ventname=['ventIMGpomo' int2str(I(:,i)) ];
    eval (['load ' ventname])
    %rectangle('Position',[x(1)
                                y(1) (x(2)-x(1))
                                                          (y(2)-y(1))]
'LineWidth',2,'EdgeColor','b')
    ROI=ima(y(1):y(2) , x(1):x(2) );
    %figure
    %imshow(ROI)
    %imcontrast
    a=size(ROI);
    for j=1: a(2)
        aa(j,:)=fft(ROI(:,j)-mean(ROI(:,j)), pfft);
    end
    NPS(:,i) = mean(abs(aa));
    SNR(i) = mean2(ROI)/std2(ROI);
    %plot(mean(ROI))
   % hold on
   end
plot(frec,1./(NPS(1:pfft/2,:)/pfft))
grid
title N.P.S.
xlabel('frecuencia espacial(1/mm)')
```

Anexo 4: Cálculo de la NPS con matriz de 128 x 128

```
clear
I=2561;
pixel=2;
fs=1/pixel;
pfft=256;
frec=(fs/2) *linspace(0,1,pfft/2);
for i=1:1
    name=['IMGpomo' int2str(I(:,i)) '.dcm'];
    ima = dicomread(name);
   % imshow(ima(:,:,1))
   % imcontrast
    ventname=['ventIMGpomo' int2str(I(:,i))];
    eval (['load ' ventname])
    %rectangle('Position',[x(1)
                                 y(1) (x(2)-x(1))
                                                          (y(2) - y(1))]
'LineWidth',2,'EdgeColor','b')
    ROI=ima(y(1):y(2),x(1):x(2));
    %figure
    %imshow(ROI)
    %imcontrast
    a=size(ROI);
    for j=1: a(2)
        aa(j,:)=fft(ROI(:,j)-mean(ROI(:,j)), pfft);
    end
    NPS(:,i) = mean(abs(aa));
    SNR(i) = mean2(ROI)/std2(ROI);
   % plot(mean(ROI))
    %hold on
end
plot(frec,1./(NPS(1:pfft/2,:)/pfft))
grid
title N.P.S.
xlabel('frecuencia espacial (1/mm)')
```

Anexo 5: Cálculo de la NPS con matriz de 256 x 256