



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO

INSTITUTO NACIONAL DE
CANCEROLOGÍA



FACULTAD DE MEDICINA

*Caracterización y evaluación de calidad de
imagen de un equipo Sentinella 102*

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA

PRESENTA

Fis. Diego de la Cruz Pérez

Comité de Tutores: Dr. en C. Miguel Ángel Camacho López
Dra. en C.S. Elsa Yazmín León Marroquín
M. en Fis. Med. Rocio Marlene Peruyero Rivas



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO

2019

Índice general

1. Resumen	4
1.1. Summary	5
2. Introducción	13
3. Antecedentes.	15
4. Marco Teórico.	17
4.1. Gammacámara portátil Sentinella 102.	17
4.1.1. Colimadores.	17
4.1.2. Cristal centellante.	18
4.1.3. Tubo fotomultiplicador.	19
4.1.4. Preamplificador y Amplificador.	20
4.1.5. Analizador de altura de pulsos.	21
4.2. Parámetros de caracterización.	22
4.2.1. Uniformidad.	22
4.2.2. Sensibilidad.	23
4.2.3. Resolución espacial.	24
4.2.4. Resolución energética.	27
4.2.5. Resolución temporal.	29
4.2.6. Tamaño de pixel.	30
4.3. Calidad de imagen.	31
4.3.1. Resolución espacial.	32
4.3.2. Ruido.	32
4.3.3. Contraste.	33
5. Metodología.	35
5.1. Uniformidad espacial extrínseca.	35

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	3
5.2. Tiempo muerto	36
5.3. Resolución espacial.	38
5.4. Sensibilidad.	39
5.5. Resolución energética.	40
5.6. Tamaño de pixel.	41
5.7. Calidad de imagen	42
5.7.1. Resolución espacial.	43
5.7.2. Contraste.	44
5.7.3. Ruido	45
6. Resultados	47
6.1. Uniformidad	47
6.2. Tiempo muerto	50
6.3. Sensibilidad	52
6.4. Resolución energética	55
6.5. Tamaño de pixel.	57
6.6. Resolución espacial	58
6.7. Contraste	65
6.8. Ruido	67
7. Discusión y conclusión	70
8. Referencias	72
A. Resultados de uniformidad alta sensibilidad	74
B. Resultados uniformidad baja sensibilidad.	76
C. Resultados tiempo muerto.	78
D. Resultados alta sensibilidad	80
E. Resultados baja sensibilidad.	82
F. Resultados resolución energética	84
G. Tamaño de pixel	86
H. Resultados resolución espacial	88

Capítulo 1

Resumen

La caracterización de equipos en medicina nuclear permite conocer el estado de los equipos, las condiciones que optimizan su operación y el deterioro de algún componente del mismo. Organismos internacionales especializados en equipos electrónicos y sistemas de detección aplicados a la práctica clínica, recomiendan realizar pruebas para comprobar el estado de los equipos de imagen nuclear; en el caso de equipos como gammacámaras convencionales, sistemas SPECT o PET se cuenta con recomendaciones para estandarizar las pruebas[1][2][3]. Sin embargo, la gammacámara portátil Sentinella 102, que es un equipo que proporciona imágenes médicas cuando se requiere un campo de visión muy pequeño, al ser un equipo con menor tiempo en el mercado y menor uso en departamentos de medicina nuclear no cuenta con recomendaciones específicas por parte de órganos especializados.

El Instituto Nacional de Cancerología de México cuenta con equipos Sentinella 102. La necesidad de conocer el estado de dichos equipos llevo a tomar las recomendaciones hechas para equipos de gammagrafía convencional y adaptarlos a la geometría requerida, complementado con pruebas recomendadas por el fabricante, además, de diseñar un maniquí con el cual se pueda determinar la calidad de imagen.

Lo anterior debido a que es necesario evaluar la calidad de imagen que se obtiene de manera rutinaria en la clínica pues esto permite determinar si es necesario modificar los protocolos de adquisición para cumplir con los objetivos clínicos.

Las pruebas realizadas fueron uniformidad que se encuentra por debajo de los límites que el fabricante recomienda, la resolución temporal tiene un valor de $32.45 \mu\text{s}$ y tasa de recuento de 6882 cps. Usando el colimador de alta

sensibilidad se encontró una variación del 29.27% respecto a lo reportado, con el colimador de baja sensibilidad la diferencia fue de 15.7%. El tamaño de pixel es 0.03 mm más pequeño de lo reportado por el fabricante. La resolución energética del sistema es de 15.6% para ^{99m}Tc . A pesar de las diferencias encontradas en la sensibilidad el equipo se encuentra operando dentro de los parámetros recomendados. En cuanto a la calidad de imagen, la resolución espacial usando en colimador de baja resolución espacial es de 5.70 mm, con el colimador de alta resolución espacial es de 4.54 mm. El equipo es capaz de detectar cambios en el contraste en maniquís de 2.5 mm cubriendo un amplio rango de actividades y diferencia de actividades. El maniquí propuesto cumple los objetivos para lo que fue diseñado

1.1. Summary

The characterization of equipment in nuclear medicine allows knowing the state of the equipment, the conditions that optimize its operation and the deterioration of some physical component of it. International organizations specialized in electronic equipment and detection systems applied to clinical practice, recommend testing to check the status of nuclear imaging equipment; In the case of equipment such as conventional gamma cameras, SPECT or PET systems, there are recommendations to standardize the tests [1][2][3]. However, the Sentinella 102 portable gamma camera, which is a device that provides medical images when a very small field of vision is required, being a team with less time in the market and less use in nuclear medicine departments does not have recommendations specific by specialized bodies.

The need to know the status of Sentinella 102 equipment belonging to the National Cancer Institute of Mexico, led to take the recommendations made for conventional scintigraphic equipment and adapt them to the required geometry, complemented with tests recommended by the manufacturer, in addition, to design a dummy with which the image quality can be determined.

This is because it is necessary to evaluate the image quality that is obtained routinely in the clinic because this allows to determining if it is necessary to modify the acquisition protocols to meet the clinical objectives.

The tests performed were uniformity that is below the limits recommended by the manufacturer. The temporal resolution has a value of 32.45 μs and a count rate of 6882 cps. Using the high sensitivity collimator a variation of 29.27% concerning what was reported was found, with the low sensitivity

collimator the difference was 15.7%. The pixel size is 0.03 mm smaller than reported by the manufacturer. The energy resolution of the system is 15.6% for ^{99m}Tc . Despite the differences found in sensitivity, the equipment is operating within the recommended parameters. As for the image quality, the spatial resolution using a low spatial resolution collimator is 5.70 mm, with the high spatial resolution collimator it is 4.54 mm. The equipment can detect changes in the contrast in mannequins of 2.5 mm covering a wide range of activities and deference of activities. The proposed dummy meets the objectives for what was designed.

Abreviatura Significado

ACM	Association for Computing Machinery
Cps	Cuentas por segundo
CsI:Tl	Yoduro de cesio dopado con talio
IAEA	International Atomic Energy Agency
IEEE	Institute of Electrical and Electronic Engineers
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
PAE	Perfusión aislada de la extremidad
UD	Uniformidad diferencial
UFOV	Campo de visión útil del cristal
UI	Uniformidad integral

Índice de figuras

4.1. Colimador tipo pinhole[8].	18
4.2. Esquema de tubo fotomultiplicador[8].	19
4.3. Esquema de un tubo fotomultiplicador sensible a la posicion[11].	20
4.4. Modulación de señales detectadas[13].	25
4.5. Función de modulación de transferencia[13].	25
4.6. Función de dispersión puntual[13].	26
4.7. Anchura del PSF respecto al ángulo sólido[13].	26
4.8. Pulso generado por una rayo gamma[23].	28
4.9. Histograma de energía de emisión[23].	28
4.10. Ejes de la gammacámara[7].	31
5.1. Maniquí rellenable para prueba de uniformidad.	35
5.2. Arreglo geométrico de cámara y soportes sobre el mismo eje. .	36
5.3. Viales para prueba de tiempo muerto.	37
5.4. Maniquí resolución espacial.	38
5.5. Arreglo geométrico para prueba de sensibilidad	39
5.6. Arreglo experimental para resolución energetica.	41
5.7. Maniquí para el tamaño de pixel.	41
5.8. Maniquí propuesto para calidad de imagen	43
5.9. Maniquí para calidad de imagen.	44
5.10. Arreglo experimental para medir contraste.	46
6.1. Imagen de uniformidad obtenida con el colimador de alta sen- sibilidad.	47
6.2. Uniformidad central con el colimador de alta sensibilidad. . .	48
6.3. Diagrama de caja uniformidad colimador alta sensibilidad. C) UI total, D) UD total, E) UI central, F) UD central.	48

6.4. Diagrama de caja uniformidad colimador baja sensibilidad. A) Uniformidad total integral, B) Uniformidad total diferencial, C) Uniformidad central integral, D) Uniformidad central diferencial.	49
6.5. Uniformidad integral 3D.	50
6.6. Uniformidad central 3D.	50
6.7. Diagrama de caja, tiempo muerto en μs	51
6.8. Diagrama de caja tasa de recuento en cpm.	51
6.9. Diagrama de caja alta sensibilidad en cpm/MBq	52
6.10. Diagrama de caja alta sensibilidad en $cpm/\mu Ci$	53
6.11. Diagrama de caja baja sensibilidad en $cpm/\mu Ci$	54
6.12. Diagrama de caja baja sensibilidad en cpm/MBq	54
6.13. Espectro de energía ^{99m}Tc	55
6.14. Diagrama de caja FWHM (keV).	56
6.15. Diagrama de caja resolución energética.	56
6.16. Imagen obtenida en la prueba de tamaño de pixel.	57
6.17. Diagrama de caja tamaño de pixel. (B) datos del TPH, (C) datos TPV.	58
6.18. Imágenes de capilar.	58
6.19. Imagen maniquí resolución espacial.	59
6.20. Función de dispersión.	59
6.21. Ajuste gaussiano a la LPS.	60
6.22. Diagrama de caja baja resolución espacial. En color rojo se muestran los resultados del medida del FWHM con el colimador de baja resolución espacial para el eje X, en color verde los resultados para el eje Y.	61
6.23. Diagrama de caja colimador alta resolución espacial, se observan en color rojo y los datos obtenidos del FWHM en el eje Y son mostrados en color verde.	62
6.24. Diagrama de caja FWHM fuente puntual, (A) muestra los datos obtenidos con el colimador de baja resolución espacial, (D) los datos obtenidos cuando se usó el colimador de alta resolución espacial.	63
6.25. Función de modulación de transferencia para una fuente puntual.	64
6.26. Función de modulación fuentes puntuales, (B) Baja resolución espacial, (E) Alta resolución	65
6.27. Imagen obtenida en la prueba de contraste	65
6.28. Ajuste del perfil de intensidades	66

<i>ÍNDICE DE FIGURAS</i>	10
6.29. Función de intensidad normalizada	66
6.30. Imagen obtenida prueba de calidad de imagen.	67

Índice de tablas

6.1. Estadísticos uniformidad alta sensibilidad.	48
6.2. Estadísticos uniformidad baja sensibilidad.	49
6.3. Resultados tiempo muerto.	50
6.4. Resultados alta sensibilidad	52
6.5. Resultados baja sensibilidad	53
6.6. Resultados resolución energética.	55
6.7. Resultados tamaño de pixel.	57
6.8. Resultados FWHM baja resolución espacial.	60
6.9. Resultados FWHM alta resolución espacial.	62
6.10. Resultados FWHM fuente puntual.	63
6.11. Resultados MTF	64
6.12. Resultados prueba de contraste.	67
6.13. Resultados prueba de ruido	69
A.1. Resultados uniformidad extrínseca con colimador alta sensibilidad.	75
B.1. Resultados uniformidad baja sensibilidad.	77
C.1. Resultados tiempo muerto	79
D.1. Resultados alta sensibilidad.	81
E.1. Resultados baja sensibilidad.	83
F.1. Resultados resolución energética	85
G.1. Resultados tamaño de pixel baja resolución espacial	86
G.2. Resultados tamaño de pixel alta resolución espacial	87

<i>ÍNDICE DE TABLAS</i>	12
H.1. Resultados baja resolución espacial	88
H.2. Resultados alta resolución espacial	89
H.3. Resultados resolución espacial y MTF	90

Capítulo 2

Introducción

En los recientes años se han desarrollado equipos compactos para medicina nuclear[4][5], tal es el caso de la gammacámara portátil Sentinella 102. Este tipo de equipos se han empleado principalmente en procedimientos de quirófanos como la resección de ganglios o para perfusiones aisladas que requieren de sistemas con alta sensibilidad, este equipo también se emplea en diagnóstico para la detección de lesiones como ganglios centinela o algunas lesiones en piel[4]. Entre algunas ventajas que estos equipos ofrecen según sus desarrolladores y fabricantes son: alta resolución espacial, la portabilidad e imágenes en tiempo real[6].

En el Instituto Nacional de Cancerología de México, se cuenta con equipos Sentinella 102. Las aplicaciones de la gammacámara requieren el aseguramiento de que las condiciones en las que se encuentra y opera la cámara sean las óptimas.

Los protocolos para garantizar la calidad de imagen y el funcionamiento de los equipos, consisten en una serie de pruebas a realizar para medir los parámetros a evaluar. Sin importar la antigüedad de los equipos es necesario comprobar que el desempeño siempre sea el adecuado.

Lo anterior permite mejorar la precisión en el diagnóstico de patologías, en la ubicación de lesiones o, garantizar cualquier otro procedimiento clínico que requiera de un equipo de alta sensibilidad.

Los protocolos de operación y controles de calidad para las gammacámaras convencionales se encuentran estandarizadas por **NEMA** NU1-2007[1], [5] (National Electrical Manufacturers Association), así como por la Asociación Americana de Físicos en Medicina **AAPM**[2] y por la Organización Internacional de Energía Atómica **OIEA**[3]. Sin embargo, para equipos

portátiles como Sentinella 102 no se tienen protocolos estandarizados.

Capítulo 3

Antecedentes.

Las imágenes son el medio más recurrido en medicina nuclear para emitir un diagnóstico o guiar un procedimiento médico. El propósito general de los sistemas de imagen nuclear es proporcionar información a través del monitoreo de la distribución del radiofármaco administrado al paciente, por lo que las imágenes obtenidas con los equipos deben ser lo suficientemente confiables, lo que conlleva a verificar que dichos equipos estén en óptimas condiciones de operación.

La caracterización de un equipo permite evaluar el rendimiento del equipo, lo que permite conocer y comparar a través del tiempo su funcionamiento, esto también permite comprobar el estado del equipo y realizar, en caso necesario, correcciones al sistema. Los valores de referencia dados por el fabricante no siempre son reproducibles para todos los centros ya que no siempre se pueden adquirir los aditamentos requeridos para las pruebas o, los protocolos de adquisición no son abiertos al público.

Organismos especializados como NEMA, OIEA y AAPM, han publicado protocolos para evaluar los rendimientos de algunos equipos usados en medicina nuclear. Es importante considerar que el objetivo de dichos protocolos no es reproducir condiciones clínicas, por lo que, lo importante es tener una metodología reproducible y accesible. El aumento en el número de equipos de imagen de medicina nuclear, ha hecho que las instituciones encargadas de regular su uso unifiquen criterios y parámetros estandarizados, independientes de cada fabricante. Para equipos de gammagrafía convencional, la OIEA recomienda la medición de los siguientes parámetros para su caracterización: resolución energética, resolución espacial, resolución temporal, sensibilidad y linealidad espacial[3]. En la publicaciones de NEMA NU-1

2007[1], se proponen los siguientes parámetros: resolución espacial, linealidad espacial, resolución energética, uniformidad y sensibilidad.

La AAPM en los reportes Task Group, TG-9 y TG-22[2], recomiendan realizar pruebas de aceptación para los equipos y pruebas para el control de calidad, las pruebas propuestas por estos grupos de trabajo son: uniformidad, resolución espacial, linealidad y sensibilidad.

En el caso de gammacámaras portátiles con cristal de **CsI:TI** (yoduro de cesio dopado con talio), existen trabajos que proponen la medición de resolución espacial, uniformidad y sensibilidad[5][6]. Sin embargo, no se tiene información al respecto por organismos internacionales especializados en equipos de medicina nuclear.

Por lo anterior, en este trabajo se propone una caracterización basada en las recomendaciones internacionales para sistemas de gammacámaras convencionales, realizando las adaptaciones pertinentes debido a la geometría del equipo. Trabajos similares han sido reportados para gammacámaras portátiles diferentes a la gammacámara Sentinella 102[4][5][6].

Respecto a la metodología propuesta, en el presente trabajo para cada prueba, se consideró en primer lugar las recomendaciones emitidas por el fabricante [7] y, posteriormente las emitidas por la IAEA en su publicación Handbook Nuclear Medicine, por NEMA en la publicación NU-1 2007 y por AAPM en la publicación pruebas para el control de calidad de gamma cámaras, considerando como criterio de elección la de mayor accesibilidad y la que mejor se adapte a la geometría requerida. Tratando que la metodología empleada en este trabajo sea lo más reproducible posible.

Para lograr la caracterización del equipo se propone realizar las pruebas de uniformidad, resolución temporal, resolución energética, resolución espacial, sensibilidad y tamaño de pixel. Para evaluar la calidad de imagen se propone diseñar y fabricar un maniquí, con dicho maniquí se realizarán las pruebas de resolución espacial, contraste y ruido.

Capítulo 4

Marco Teórico.

4.1. Gammacámara portátil Sentinella 102.

Sentinella 102 es una gammacámara portátil desarrollada por Onco Vision, diseñada para proporcionar imágenes funcionales de un área específica. El sistema de detección es el mismo que los de las gammacámaras convencionales[2][7].

Los componentes de la gammacámara Sentinella 102 son:

1. Colimador.
2. Cristal centellante.
3. Tubo fotomultiplicador.
4. Preamplificador y amplificador.
5. Analizador de pulso.
6. Computadora y pantalla.

4.1.1. Colimadores.

Es un componente físico que se antepone al cristal detector, tiene la función de “filtrar” los fotones provenientes del paciente, la discriminación se hace respecto a la dirección. El colimador consiste en un arreglo de orificios y septas en una placa comúnmente de plomo, donde puede variar el diámetro, espesor y la longitud de los orificios. Cada uno de estos parámetros dará características en resolución espacial y sensibilidad diferentes[8][9].

Sentinella 102 por sus características físicas necesita de colimadores tipo pinhole, que le permitan optimizar el sistema y generar una imagen de mayor calidad.

Colimadores pinhole.

Este tipo de colimador tiene un diseño en forma de cono, generalmente de plomo en cuyo extremo tiene un único orificio con determinado diámetro con el objetivo de funcionar como una lente convergente [8][9]. La geometría del pinhole hace que la imagen que se proyecta quede invertida y ampliada[10].

La Figura 4.1 muestra un esquema de este tipo de colimador[8].

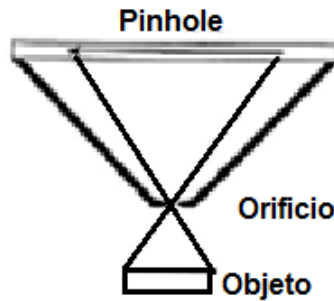


Figura 4.1: Colimador tipo pinhole[8].

Sentinella 102 tiene un kit de colimadores que se distinguen por colores y tienen las siguientes características reportadas por el fabricante[7]:

Colimador verde:

- Distancia focal: 31mm
- Diámetro: 2,5mm
- Sensibilidad: 110 cpm/ μ Ci a 5 cm de distancia

Colimador azul:

- Distancia focal: 31mm
- Diámetro: 4mm
- Sensibilidad: 233 cpm/ μ Ci a 5 cm de distancia

4.1.2. Cristal centellante.

El principio de funcionamiento del cristal centellante se basa en la excitación de los átomos o moléculas que lo forman. Cuando un rayo gamma transfiere su energía de manera total o parcial a un electrón de un átomo de la red cristalina, se genera una vacancia que al ser cubierto por electrones

de capas superiores produce fotones de luz[10]. Generalmente, los cristales centelleantes son dopados para aumentar la eficiencia de centelleo.

Sentinella 102 usa un cristal centellante de yoduro de cesio dopado con sodio **CsI(Na)**, que cuenta con las siguientes características[7]:

- Campo de visión útil del cristal (**UFOV**): 40x40 mm.
- Rango óptimo de energías: 50 - 200 keV.
- Resolución intrínseca de energía a 140 keV: 17 %.
- Resolución espacial intrínseca: 1.8 mm.

4.1.3. Tubo fotomultiplicador.

Cuando la radiación gamma interacciona con el cristal detector, el centelleo que se produce es muy pequeño para ser cuantificado, por lo cual se requiere que esa señal sea mayor. El tubo fotomultiplicador (**TFM**) es un dispositivo encargado de incrementar esa señal [10].

Cuando el fotón de luz visible que se genera en el cristal llega al TFM, un fotocátodo desprende un electrón que es acelerado a través del tubo mediante una diferencia de potencial y se hace incidir en un conjunto de dinodos que a su vez desprenden más electrones en un efecto avalancha como se puede observar en la Figura 4.2[8].

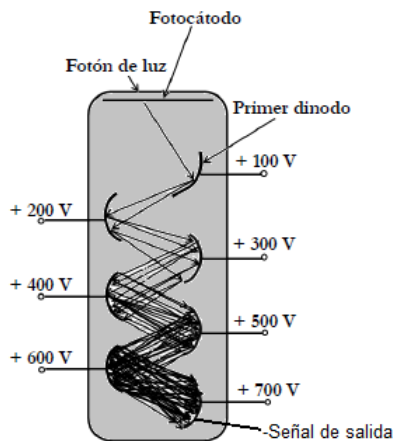


Figura 4.2: Esquema de tubo fotomultiplicador[8].

Al último dinodo se le conoce como el ánodo del TFM y a éste llega una corriente de tamaño suficiente para poder ser procesada mediante un

preamplificador.

El tubo fotomultiplicador se une al cristal centellante mediante un acople óptico que generalmente es grasa, vidrio, adhesivos, silicón o algún otro material que no afecte la señal[10]. La señal se ve incrementada en un orden de 10^6 hasta 10^9 , dependiendo del número de dinodos y la tensión eléctrica entre los extremos de tubo[8].

El equipo Sentinella 102 usa fototubos sensibles a la posición, que es una variación a los tubos fotomultiplicadores usuales.

El tubo fotomultiplicador sensible a la posición (**PMT**), consta de un fotocátodo con 11 dinodos en malla, este tipo de fotomultiplicador está diseñado especialmente para adquirir imágenes planas[11], ya que el arreglo geométrico de los dinodos permite mejorar la detección bidimensional[11] [12], al predecir la posición en la que el rayo gamma impactó el cristal. De manera general, la posición se determina debido a que el PMT tiene un conjunto de ánodos independientes en la parte final que está asociado a una posición conocida. Lo anterior se ejemplifica en la Figura 4.3.

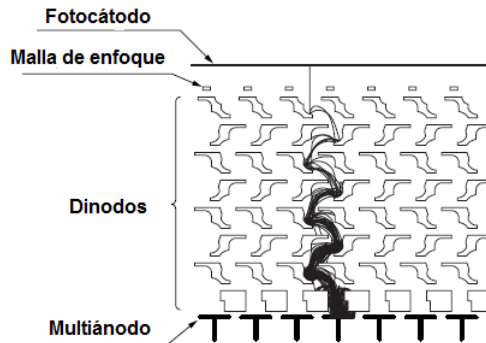


Figura 4.3: Esquema de un tubo fotomultiplicador sensible a la posición[11].

4.1.4. Preamplificador y Amplificador.

Las señales producidas en el PMT de la gamma cámara portátil son pequeñas para procesarse de una manera adecuada, por lo que se amplifican mediante el preamplificador y amplificador.

Preamplificador.

El preamplificador tiene tres funciones[9], [10]:

1. Amplificar las señales producidas en el cristal.
2. Regular e igualar la impedancia entre el detector y los componentes del amplificador.
3. Conformar el pulso para continuar con el procesamiento.

La amplificación que se obtiene con el preamplificador no es suficiente para analizar la señal producida, pero la amplifica lo suficiente para que pueda ser procesada mediante un amplificador. Dicha amplificación se debe realizar inmediatamente después del PMT para introducir el menor ruido posible[1].

Amplificador.

Una vez que la señal es preamplificada, está va al amplificador el cual es un dispositivo electrónico con las siguientes funciones:

1. Amplificar el pulso, que a pesar del proceso en el preamplificador sigue siendo muy pequeño para su análisis.
2. Cambiar la forma del pulso para hacerlo más estrecho, lo cual es de importancia en altas tasas de conteo pues ayuda a evitar la acumulación y superposición de pulsos.

El pulso que se obtiene del preamplificador tiene ruido e información innecesaria para el análisis lo cual conlleva a tener un pulso ancho sin un pico bien definido. El obtener un pulso más estrecho es de suma importancia pues afecta de manera directa la relación señal-ruido que impacta en la calidad de la imagen final que se obtendrá con la gammacámara portátil, específicamente la resolución espacial. Este punto se logra al filtrar las señales del ruido electrónico que se obtuvieron en el preamplificador, dado que esté último si superpone pulsos.[10][13].

4.1.5. Analizador de altura de pulsos.

En este punto se selecciona la ventana energética de operación del equipo. El pulso final obtenido del amplificador es proporcional a la energía del evento detectado inicialmente en el cristal centelleador y debido a que los fotones que inciden en el cristal centelleador tienen diferentes energías y a que solo es de interés la energía del fotopico principal del radionúclido utilizado, todo

pulso que sale del amplificador es filtrado mediante un analizador de altura de pulsos. Lo anterior disminuye la información a procesar y por tanto minimiza errores pues al eliminar las señales bajas, se elimina gran parte del ruido generado en la preamplificación y amplificación. El analizador de altura de pulsos también convierte las señales analógicas en digitales [2][5][14].

4.2. Parámetros de caracterización.

El desempeño de una gammacámara se puede determinar mediante la evaluación de parámetros estandarizados que evalúan la capacidad del sistema para obtener información de la radiación que detecta. Dichos parámetros son la eficiencia de detección, la resolución energética, el tiempo de procesamiento de un evento y parámetros asociados con las imágenes que se pueden obtener en el equipo[10].

4.2.1. Uniformidad.

Este parámetro cuantifica la homogeneidad en la respuesta del sistema cuando se encuentra en presencia de una fuente de radiación que garantiza que en promedio la cantidad de rayos que llegan al cristal es la misma en cualquier región de éste. La valoración de la respuesta puede ser global (uniformidad integral) o se puede hacer de manera local (uniformidad diferencial)[10][15].

La prueba de uniformidad se evalúa sobre la imagen final que el sistema proporciona y puede ser realizada con o sin colimador. En el primer caso se evalúa la uniformidad extrínseca y en el segundo la intrínseca.

Uniformidad integral (**UI**). Evalúa las diferencias entre las cuentas de los pixeles de la imagen obtenida en todo el campo de visión, considerando el de mayor y menor cuentas por pixel. Se cuantifica mediante la siguiente relación[15]:

$$UI = \frac{C_{max} - C_{min}}{C_{max}C_{min}} * 100 \quad (4.1)$$

Donde C_{max} son las cuentas del píxel con valor máximo y C_{min} son las cuentas del píxel con valor mínimo.

Uniformidad diferencial (**UD**). Evalúa la respuesta de manera local (considerando 5 píxeles consecutivos cuales quiera[8][15]), la relación para su cuantificación es[8]:

$$UD = Max \left\{ \frac{M - m}{M + m} * 100 \right\} \quad (4.2)$$

Donde M son las cuentas del píxel con valor máximo y m son las cuentas del píxel con valor mínimo del conjunto de 5 píxeles consecutivos.

La uniformidad es adimensional y no deben superar el 10 %[7], para ser considerará aceptable.

4.2.2. Sensibilidad.

La sensibilidad, (**S**), indica la cantidad de eventos que son registrados por el sistema respecto a la cantidad de eventos producidos por una fuente de radiación bajo condiciones preestablecidas. La sensibilidad se puede reportar de las siguientes maneras:

En tasa de conteo por actividad.

$$S = \frac{\text{cuentas registras}}{\text{actividad} * \text{tiempo}} \quad (4.3)$$

En concentración de actividad.

$$S = \frac{\text{cuentas registras}}{\text{actividad} * \text{tiempo} * V} \quad (4.4)$$

donde V es el volumen de la fuente.

De manera absoluta.

$$S = \frac{\text{cuentas registras}}{\text{actividad} * \text{tiempo}} * 100 \quad (4.5)$$

En este trabajo la sensibilidad se reporta en tasa de conteo por actividad, cuya unidad es $\frac{\text{cps}}{\text{MBq}}$.

El arreglo geométrico y los parámetros de adquisición utilizados para cuantificar la sensibilidad no intentan reproducir las condiciones de las adquisiciones típicas bajo las cuales se realizan estudios en la práctica [3][9]. En

cambio, el objetivo es tener un parámetro que pueda ayudar a determinar si el equipo ha sufrido deterioro o no.

En el caso de la configuración de la fuente a utilizar, se debe tener en cuenta que la distribución de la actividad (puntual, lineal, superficial, volumétrica) influye de manera importante en el resultado a obtener. También se debe tener en consideración la actividad utilizada pues está debe ser acotada, dado que si, es muy baja o muy alta se pueden reportar valores de sensibilidad que no necesariamente reflejen el deterioro del sistema de imagen, ya que en casos donde la tasa de cuentas es alta se puede perder información en el procesamiento electrónico o, por el contrario, si es muy baja se podría tener ruido electrónico [9].

La sensibilidad es un parámetro extrínseco y se debe realizar por colimador utilizado.

4.2.3. Resolución espacial.

Se puede definir como el menor tamaño que el sistema puede detectar o visualizar con claridad, esto indica que se puede distinguir de manera clara los bordes y dimensiones lineales o espaciales. De manera experimental esto puede ser estimado como la distancia mínima a la que el sistema puede distinguir dos objetos pequeños como independientes.

De manera conceptual no se podría tener una resolución espacial menor al tamaño de pixel del sistema, sin embargo, si la actividad presente en un objeto de menor tamaño que el pixel afecta a la escala de grises del pixel este objeto será detectado[13].

La función de dispersión puntual (**PSF**), es la herramienta mas útil para describir la propiedades de resolución espacial. Es una función bidimensional que puede o no ser simétrica al rotarla[13].

La PSF describe el desenfoque de un sistema de adquisición de imágenes, este desenfoque se produce por fenómenos físicos durante la adquisición.[13]

Cuando las señales son detectadas y procesadas por el sistema de adquisición, las características de las señales de entrada cambian respecto a las señales de salida. Si la señal de entrada tiene una frecuencia pequeña la señal se verá afectada en menor manera, la amplitud de la señal de salida disminuirá de forma significativa conforme aumente la frecuencia de la señal de entrada, como se observa en la Figura 4.4 [16]. Esto lleva a tener pérdidas en la resolución por disminución de contraste.

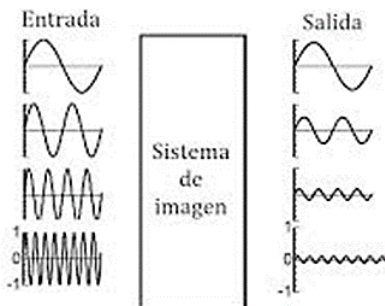


Figura 4.4: Modulación de señales detectadas[13].

En la Figura 4.4, se observa que las señales medidas por el sistema tienen la misma frecuencia a la entrada y salida, pero la amplitud se ve afectada, esta disminución es el resultado de la pérdida de resolución que se incrementa a medida que la frecuencia es mayor.[13] Al medir las diferencias entre los valles y las crestas de la señal de salida, se puede establecer una relación para medir las diferencias porcentuales entre las alturas, si se normalizan las diferencias se obtiene la función de transferencia de modulación, (**MTF**). La Figura 4.5 ejemplifica la gráfica de dicha función.

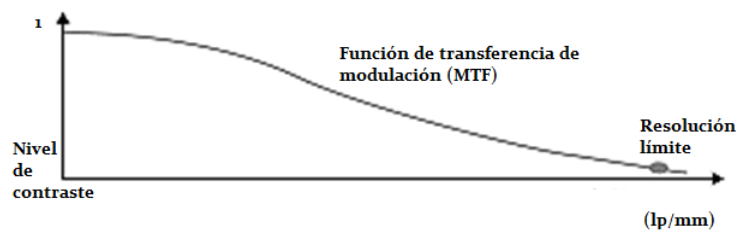


Figura 4.5: Función de modulación de transferencia[13].

El límite en la resolución espacial intrínseca para cualquier sistema de detección se puede determinar mediante el cambio en la pendiente de la MTF.

De manera experimental se ha estudiado el comportamiento de la MTF[13][17][18] y, aunque no existe un criterio estandarizado para establecer el valor de la resolución espacial en base a la MTF, se encuentra reportado que la resolución espacial puede aproximarse como el 10% del valor máximo de la MTF[13].

La PSF es el espectro de dispersión causado por una fuente puntual. Dicho espectro tiene la forma de una gaussiana [15][19][20][21] como se muestra en

la Figura 4.6 y se calcula mediante la Ecuación 4.6.

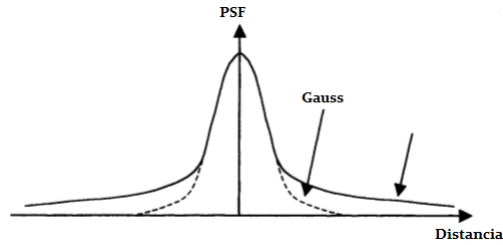


Figura 4.6: Función de dispersión puntual[13].

$$PSF(r') = \left[2 \frac{J_1}{r'} \right] \quad (4.6)$$

$$r' = \frac{\pi D}{\lambda f} r \quad (4.7)$$

$$r = 1,22 \left[\frac{\lambda f}{D} \right] \quad (4.8)$$

Donde J_1 , es la función de Bessel de primer orden, r' el radio normalizado, D el diámetro de apertura, f la distancia focal y λ la longitud de onda.

La PSF se ve modificada por el radio del colimador o por la distancia entre la fuente y el detector, ya que el ángulo sólido varía. A menor ángulo sólido, la PSF se hace más estrecha[17][22]. Lo anterior se visualiza en la Figura 4.7.

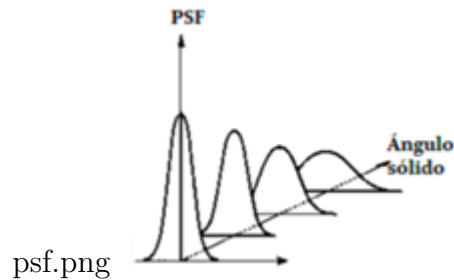


Figura 4.7: Anchura del PSF respecto al ángulo sólido[13].

El fundamento teórico de la PSF, es la herramienta ideal para determinar la resolución espacial pero en la práctica se encuentran dificultades para

medirla, por lo que se recurre a la función de dispersión lineal (**LSF**). Al reemplazar la fuente puntual por una fuente lineal delgada, que se pueda considerar como un conjunto de fuentes puntuales, se obtiene una imagen lineal con una distribución centrada a la mitad de la línea y decreciente en los extremos. Para obtener la LSF consideramos la contribución de todos los puntos que componen a la fuente lineal, matemáticamente:

$$LSF = \int_{-\infty}^{\infty} PSF dx \quad (4.9)$$

Se puede estimar la MTF a partir de la LSF, por medio de la transformada de Fourier mediante la siguiente relación.

$$MTF = \left| \int_{-\infty}^{\infty} [LSF(x)e^{-2\pi}] dx \right| \quad (4.10)$$

La MTF es una función unidimensional, por lo cual se debe dejar claro la dirección en la que se está midiendo la resolución espacial y la integral se realiza sobre la dirección del eje a evaluar.

La información contenida en la MTF y en la PSF, se encuentra de manera resumida en la curva gaussiana que puede ajustarse a la PSF. Conociendo dicha curva, se puede medir el valor del ancho a la mitad de la máxima altura (**FWHM**). De manera general, se ha establecido que dos fuentes están separadas si en la imagen los picos de intensidad están separados una distancia mayor que la medida del FWHM del PSF[8].

La resolución espacial intrínseca está determinada por el material de cristal centellador, así como su grosor, el acoplamiento óptico al fototubo, la reducción del ancho de ventana energética y de la electrónica asociada[8][10]. Esta se ve afectada principalmente por dos factores[10]:

- 1.- La dispersión de los fotones por la interacción con el mismo detector.
- 2.- La fluctuación estadística, determinada por la desviación estándar de los N fotones detectados en una región.

4.2.4. Resolución energética.

El principio de detección en el cual se basan los detectores de radiación ionizante establece que, cada rayo o partícula radiactiva puede ser convertida en una señal de luz visible y está a su vez en una señal eléctrica. Durante el proceso descrito, el equipo de detección debe tener la capacidad de realizar las

transformaciones con proporcionalidad, es decir, que el equipo forme pulsos más altos conforme aumente la energía y viceversa.

En el caso ideal, un rayo gamma debe ser convertido de manera lineal en un pulso, como se ejemplifica en la Figura 4.8 .

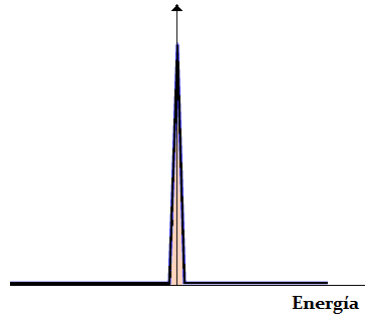


Figura 4.8: Pulso generado por una rayo gamma[23].

Sin embargo, esto no ocurre pues se forma un histograma debido a que nunca se da una emisión monoenergética. El histograma antes mencionado corresponde al número de cuentas detectadas respecto a la energía de emisión como se visualiza en la Figura 4.9.

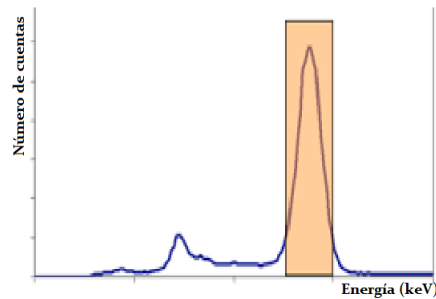


Figura 4.9: Histograma de energía de emisión[23].

El histograma muestra cualquier fotón que llega al detector, entre estos, se encuentran fotones dispersados, radiación secundaria y radiación de fondo. Sin embargo, este tipo de radiación no es de interés para la formación de la imagen, ya que solo son de interés los fotones provenientes del radionúclido usado y que lleguen como radiación primaria, es decir, que no tengan interacciones antes de ser detectados. Es importante que el equipo sea capaz de

diferenciar estos fenómenos mediante la resolución energética, la cual consiste en distinguir fotones de energías similares. Dicha discriminación hará que la imagen que se obtenga sea de mejor calidad y se proporcione información más confiable.

Del espectro de emisión del radionúclido, se toma una ventana energética centrada en el pulso más alto generado en el histograma de energía[15] como la mostrada en la Figura 3.9, a dicho pulso se ajusta una curva gaussiana, de este modo se puede obtener el espectro de energía. Todo fotón que tenga una energía que se encuentre dentro de la ventana energética contará para la imagen, por lo cual se debe seleccionar una ventana adecuada de modo que no se discriminen tantos fotones que conlleve a un aumento en el tiempo de adquisición pero disminuyendo la aceptación de fotones que afecte la calidad de imagen.

Se define la resolución energética, (R), de un detector como:

$$R = \frac{FWHM(E)}{E} * 100 \quad (4.11)$$

donde:

$FWHM(E)$ es el ancho a la mitad de la curva gaussiana ajustada al fotopico del espectro de emisión y, E es la energía más probable de emisión del radionúclido.

La resolución energética se reporta como porcentaje de la energía de emisión del fotopico del radionúclido usado. Para nuestro caso, 140 keV que correspondiente a la emisión del ^{99m}Tc .

La resolución energética será mejor cuando el fotopico en el espectro de energías sea lo más estrecho posible. Si se requiere obtener la resolución energética para varios radionúclidos, se debe ajustar una curva gaussiana para cada espectro de energía que genere cada radionúclido.

Cuando se tiene un radionúclido con dos o más fotopicos, la resolución energética se determina como la resolución energética de la emisión más probable.

4.2.5. Resolución temporal.

Este parámetro también se denomina tiempo muerto, se refiere a la capacidad del sistema para distinguir dos eventos que ocurren a tiempos cortos, para detectarlos y analizarlos como pulsos individuales.

Es usual que a altas tasas de conteo la información se pierda por el aplastamiento de los pulsos, ya que, cuando dos o más eventos suceden al mismo tiempo el equipo los registra como un único evento.

Si al detector llegan dos fotones simultáneamente, estos serán procesados como un solo evento con una energía igual a la suma de ambas energías y sí, la energía resultante no entra dentro de la ventana energética seleccionada, entonces el evento no será tomado en cuenta. Por otra parte, si la suma de las energías se encuentra dentro del rango de la ventana en operación, se tomará en cuenta el evento pero se creará una distorsión en la imagen, pues el equipo no será capaz de determinar correctamente el origen del evento, ya que el origen se considerará entre la región donde ocurrieron ambos eventos.

La Sentinella 102 tiene un sistema de procesamiento paralizante, esto significa que el tiempo muerto no es independiente de la tasa de conteo que llega al detector. El tiempo muerto aumentará cada vez que se detecte un evento mientras el equipo se encuentra procesando otro evento, originando una pérdida de información.

Lo anterior conlleva a variaciones en el tiempo muerto, dependientes de las condiciones de detección. En la práctica, por convención, se ha establecido que el valor a reportar se realizará en condiciones preestablecidas, considerando la tasa de conteo a la cual se pierde el 20 % de las cuentas que llegan al detector, denotado como $R_{20\%}$; lo cual permite que el valor reportado refleje el deterioro del equipo y posibilite la comparación del rendimiento respecto al tiempo.

Este parámetro permite acotar las actividades que pueden ser usadas en un procedimiento, ya que la tasa de conteo registrada dependerá del tiempo muerto. Si se trabaja con un tiempo muerto elevado, se perderá información, por lo que siempre se debe tener un buen balance entre el tiempo de adquisición, la actividad inyectada al paciente y el tiempo muerto.

4.2.6. Tamaño de pixel.

Los píxeles son usados para representar de manera digital la imagen. La matriz que forma la imagen se refiere al número de elementos (píxeles) necesarios para formar la imagen digital.

El término profundidad de pixel, se refiere al número de cuentas que se pueden almacenar en un pixel. Para imágenes de 8 bits se tiene un rango de 0 a 256 cuentas por pixel, para las imágenes de 16 bits el rango es de 0 a 65 536 cuentas por pixel. La profundidad de pixel permite mejorar el contraste de

las imágenes al registrar las diferencias entre las cuentas registradas en cada pixel de la imagen. Si las cuentas registradas en un pixel exceden el número máximo que puede almacenar, el valor volverá a 0 provocando artefactos en la imagen y pérdida de información.

La capacidad de distinguir detalles en la imagen está relacionada al tamaño de pixel usado. De manera teórica el tamaño de pixel óptimo para evitar la pérdida de detalles en la resolución espacial no debe superar un tercio del FWHM[10]. Es decir:

$$TP \leq \frac{FWHM}{3} \quad (4.12)$$

Donde TP , es el tamaño de pixel teórico y $FWHM$, el ancho a la mitad del pico del perfil de dispersión generado por una fuente lineal o puntual.

El tamaño de pixel es un parámetro que se debe evaluar en los ejes X y Y del detector. La Figura 4.10, muestra la orientación de los ejes en la cámara, donde se aprecia una muesca lateral que indica la posición en el eje X.

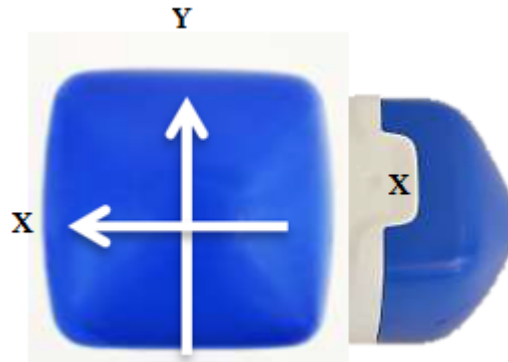


Figura 4.10: Ejes de la gammacámara[7].

4.3. Calidad de imagen.

La imagen médica tiene como uno de sus objetivos proporcionar información para un buen diagnóstico de lesiones o patologías[3]. Se distinguen dos tipos de imágenes médicas: las anatómicas, cuya principal función es aportar información sobre la estructura anatómica (tamaño y localización), lo cual permite detectar la presencia de masas y; las imágenes funcionales, que

aportan información sobre la función de los órganos o sistemas. Sentinella 102 proporciona imágenes funcionales.

Para la obtención de las imágenes funcionales adquiridas con el sistema Sentinella 102, se requiere inyectar al paciente cierta cantidad de un radiofármaco, razón por lo cual es importante considerar la actividad de material radiactivo que se administrará para no comprometer la integridad del paciente y del personal. Sin embargo, se requiere que las imágenes adquiridas tengan una buena calidad de imagen, por lo cual, se debe tener en consideración la actividad de material radiactivo que se administrará y los parámetros de adquisición utilizados para optimizar la calidad de imagen y el tiempo equipo.

Para evitar subjetividad en las evaluación de imágenes se requieren de métodos cuantitativos, independientes del observador, para ello se emplean maniquís que permiten evaluar los parámetros. Los maniquís no intentan reproducir condiciones clínicas sino medir los parámetros de resolución espacial, ruido y contraste, que son los que caracterizan la calidad de imagen.

Se considera una buena calidad de imagen si se tiene alta resolución espacial y contraste pero un bajo nivel de ruido. Sin embargo, al aumentar el contraste el ruido incrementa significativamente.

4.3.1. Resolución espacial.

La resolución espacial se refiere a la nitidez, que como anteriormente se mencionó depende de manera intrínseca del cristal centellador. Otros fenómenos que la afectan son, la energía de los rayos gamma, el movimiento del paciente, el tamaño y la distancia colimador-fuente (geometría)[13][20].

La resolución espacial determina cual es el menor tamaño que se puede detectar, la cual está limitada por el tamaño de pixel. Sin embargo, esto no quiere decir que no se pueda ver estructuras más pequeñas que el tamaño de pixel, ya que si dichas estructuras presentan alto contraste, la amplitud de la señal afectará la escala de grises de ese pixel detectando la estructura.

4.3.2. Ruido.

Se define el ruido como toda aquella señal o fluctuación detectada que impida o limite ver con claridad la imagen[15][21]. El ruido es la principal limitante de las imágenes médicas y el factor más importante para determinar

la calidad de imagen[13][15], por lo cual se debe eliminar de toda imagen adquirida.

Para la eliminación del ruido, se eliminan todas las cuentas provenientes de éste. Sin embargo, estas no se conocen de manera exacta, por lo que se considera el ruido como todas aquellas cuentas presentes en la imagen que no provengan del órgano o región de interés. Estas últimas cuentas son las eliminadas de la imagen.

El ruido generalmente proviene del radiofármaco no captado en la región de interés. Esta reportado que solo una parte de la actividad administrada se concentra en el órgano objeto de estudio, el remanente queda circundante y será eliminado por alguna vía de excreción. Si los fotones provenientes de alguna otra región cumplen con el ángulo solido del colimador, estos podrán llegar al cristal y formar una cuenta, es decir, el ruido dependerá de la distribución de cuentas aleatorias en la imagen.

Para cuantificar el ruido, se utiliza el ruido aleatorio que se define como la raíz cuadrada del número de fotones (N) que se utilizan para formar una imagen en cada punto (pixel), \sqrt{N} donde este término es la fluctuación estadística de un evento aleatorio. Lo anterior debido a que el número de fotones detectados en un intervalo de tiempo sigue una distribución de Poisson[15].

El número de fotones por pixel está determinado por $N + k\sqrt{N}$, donde k representa el número de desviaciones típicas. En la práctica, se ha comprobado que, k debe ser al menos mayor o igual a 4 para que la lesión sea detectable[14].

Si el ruido no es aleatorio, y tiene un origen sistemático, creará un artefacto en la imagen, este problema se puede corregir realizando un ajuste al sistema o a la técnica de adquisición. Si el ruido es aleatorio, no se tiene forma de separar señales “verdaderas” del ruido, una forma práctica para disminuir el ruido es discriminar las señales por intensidad. Sin embargo, esto no excluye que se pierda información “verdadera”.

4.3.3. Contraste.

El contraste cuantifica las diferencias de conteos entre regiones con diferente actividad. Cuanto mayor sea la diferencia entre actividades, mayor será el contraste en la imagen.

El contraste, (C), se puede cuantificar con la siguiente relación[10][13][15]:

$$C = \frac{N_l - N_f}{N_l + N_f} \quad (4.13)$$

Donde N_l y N_f son los fotones (cuentas), detectadas en la lesión y fondo, respectivamente.

El contraste y el ruido se encuentran relacionados mediante [15].

$$C = \frac{k}{\sqrt{N}} \quad (4.14)$$

El contraste, además de estar determinado por la actividad, muestra correlación estadística con la resolución espacial[15].

$$N = \frac{A k^2}{d^2 C^2} \quad (4.15)$$

Donde A es el área y d las dimensiones lineales.

Capítulo 5

Metodología.

5.1. Uniformidad espacial extrínseca.

Para evaluar dicho parámetro se utilizó una fuente extendida de ^{99m}Tc en 20 ml. En la Figura 5.1 se ilustra dicha fuente.

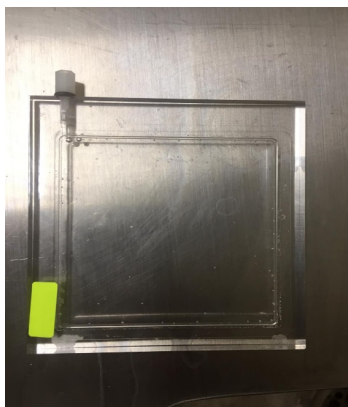


Figura 5.1: Maniqui rellenable para prueba de uniformidad.

El procedimiento para la toma de datos se basó en las recomendaciones de NEMA 2008[4][5], el cual consistió en.

- 1.-Preparar la fuente extendida asegurándose que la distribución de la actividad sea uniforme.
- 2.-Situarse a una distancia del detector a la cual se tenga una ta-

sa de conteo de 2500 cuentas por segundo.

3.- Seleccionar una ventana energética de 20 %.

4.-Adquirir una imagen con 10 millones de cuentas.

Lo anterior se realizó para los colimadores de alta y baja sensibilidad.

Para el colimador de alta sensibilidad, la actividad recomendada es de $37\text{ MBq}(1,0\text{ mCi})$. Para el colimador de baja sensibilidad, la actividad sugerida es de $111\text{ MBq}(3,0\text{ mCi})$, para compensar la pérdida de cuentas por la colimación.

La gammacámara Sentinella 102 se montó como se muestra en la Figura 5.2, con ayuda del soporte se posicionó la cámara y la fuente extendida sobre el mismo eje en Z.



Figura 5.2: Arreglo geométrico de cámara y soportes sobre el mismo eje.

5.2. Tiempo muerto

Se recomienda usar dos fuentes de $1,85\text{ MBq}(50\text{ }\mu\text{Ci})$ con una diferencia entre ellas no mayor al 10 % [4][5]. La prueba debe realizarse sin ningún

colimador [7]. En la Figura 5.3 se muestran los viales utilizados.

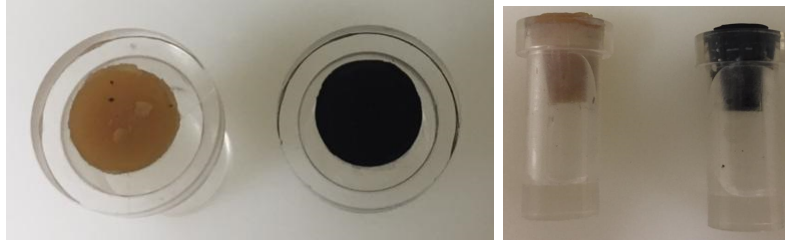


Figura 5.3: Viales para prueba de tiempo muerto.

El procedimiento para realizar la prueba es el siguiente:

- 1.-Colocar un soporte para las fuentes, es recomendable tener un distintivo entre las fuentes, en nuestro caso se uso un color diferente para cada fuente, fuente 1 (amarilla), fuente 2 (negra).
- 2.-Colocar la fuente 1 a una distancia del detector en la cual se tenga una tasa de conteo de 8000 cps y realizar una adquisición de un minuto. La tasa de conteo obtenida se denotará C_1 .
- 3.-Colocar ambas fuentes y realizar otra adquisición de un minuto. La tasa de conteo obtenida se denotará C_2 .
- 4.-Colocar únicamente la fuente 2 y realizar una adquisición de un minuto. La tasa de conteo obtenida se denotará C_3 .
- 5.-Repetir los pasos 4, 3 y 2 en el orden indicado. Donde las tasa de conteo serán C_4 , C_5 y C_6 respectivamente.
- 6.-Realizar una adquisición de un minuto sin fuentes. La tasa de conteo obtenida se denotara C_{fondo} .
- 7.- Calcular R_1 como

$$R_1 = \frac{C_1 + C_6}{2} - C_{fondo} \quad (5.1)$$

8.- Calcular R_2 como

$$R_2 = \frac{C_2 + C_5}{2} - C_{fondo} \quad (5.2)$$

9.- Calcular R_{12} como

$$R_{12} = \frac{C_3 + C_4}{2} - C_{fondo} \quad (5.3)$$

10.- Calcular el tiempo muerto como

$$\tau = \frac{2R_{12}}{(R_1 + R_2)^2} \ln \left(\frac{R_1 + R_2}{R_{12}} \right) \quad (5.4)$$

Una vez obtenido τ se puede calcular la tasa de recuento mediante la siguiente relación.

$$R_{20} = \frac{0,2231}{\tau} (cps) \quad (5.5)$$

5.3. Resolución espacial.

Para determinar la resolución espacial del equipo se propone utilizar capilares de 2 mm, en un arreglo como el mostrado en la Figura 5.4, basandose en las recomendaciones del fabricante[7] y en la recomendaciones NEMA NU-2007.



Figura 5.4: Maniqui resolucion espacial.

La prueba se realiza de la siguiente manera:

- 1.-Llenar el capilar de maniquí con $3,7 MBq$ ($100 \mu Ci$) de Tecnecio 99 metaestable.
- 2.-Colocar el maniquí sobre el soporte a una distancia de 5 cm del detector, orientando el capilar en el eje X de la cámara.
- 3.-Seleccionar la ventana energética del 20 %.
- 4.-Adquirir una imagen de 10 000 cuentas.
- 5.-Orientar el capilar en el eje Y y adquirir una imagen con las mismas condiciones.
- 6.-Se debe realizar la prueba con los dos colimadores alta y baja resolución espacial.

5.4. Sensibilidad.

Para determinar la sensibilidad del equipo se siguieron las recomendaciones realizadas por el fabricante[7], se utilizó un arreglo geométrico como el que se muestra en la Figura 5.5 con una actividad promedio de $11,1 MBq$ ($300 \mu Ci$) de ^{99m}Tc , siguiendo la metodología mostrada a continuación:



Figura 5.5: Arreglo geométrico para prueba de sensibilidad

- 1.- Situar el maniquí en el soporte a una distancia de 10 cm del detector.

2.- Realizar una adquisición de 10 minutos.

3.- Las condiciones son las mismas para la prueba con los colimadores de alta y baja sensibilidad.

Los 10 minutos que duró cada adquisición tienen la finalidad de obtener más estabilidad a los resultados de las pruebas. El número total de cuentas colectadas en ese lapso, se normalizaron a 60 segundos, por lo cual la sensibilidad está reportada en cuentas por unidad de actividad considerando un tiempo de 60 segundos.

5.5. Resolución energética.

Para dicha prueba se consideró la metodología de NEMA[8] y las recomendaciones del fabricante[7]. Los pasos propuestos son:

1.- Montar la cámara sin colimador.

2.- Preparar una fuente puntual con $11,1 \text{ MBq}$ ($300 \mu \text{ Ci}$) de ^{99m}Tc .

3.- Situar la fuente a 30 cm del detector sobre el mismo eje vertical.

4.- Realizar adquisiciones de 10 millones de cuentas sin ventana energética.

5.- Obtener el espectro de energías.

6.- Ajustar una curva de Gauss a la región del fotopico en el espectro.

7.- Determinar el FWHM de la curva gaussiana.

La Figura 5.6 muestra el arreglo geométrico utilizado en la prueba de resolución energética.



Figura 5.6: Arreglo experimental para resolución energética.

5.6. Tamaño de pixel.

El tamaño de pixel se midió tomando como referencia las sugerencias que el fabricante proporciona.

Se usó un maniquí con 4 orificios equidistantes del centro del maniquí, dos orificios orientados en el X y dos en el eje Y de la cámara, como se muestra en la Figura 5.7. La prueba debe realizarse para cada colimador (alta y baja resolución espacial).



Figura 5.7: Maniquí para el tamaño de pixel.

El procedimiento para la prueba se describe a continuación:

- 1.- Llenar los cuatro orificios del maniquí con una actividad de 3,7 MBq (100 μCi) de ^{99m}Tc en cada orificio.
- 2.- Situar el maniquí a 3 cm del colimador en el eje vertical.
- 3.- Realizar adquisiciones de 25 kilocuentas, con una ventana energética del 20 %.
- 4.- Usar un software de procesamiento de imágenes, que permita obtener el centro de cada orificio en la imagen.
- 5.- Medir las distancias centro a centro en la imagen en el dos ejes.
- 6.- Usar las Ecuaciones 5.6 y 5.7 para determinar el tamaño de pixel en cada eje.

$$TPH = \frac{30 \frac{mm}{pixel}}{d_{horizontal}} \quad (5.6)$$

$$TPV = \frac{30 \frac{mm}{pixel}}{d_{vertical}} \quad (5.7)$$

5.7. Calidad de imagen

Para evaluar la calidad de imagen se propone la construcción de un maniquí cuadrado de 7 cm de lado, dicha medida coincide con el soporte que viene incluido con el kit de Sentinella 102, el maniquí mostrado en la Figura 5.8,

El maniquí cuenta con pozos de diversos tamaños, siendo los diámetros de 1.0 mm, 1.2 mm, 1.8 mm, 2.0 mm, 2.2 mm, 2.4 mm y 2.5 mm. La distancia centro a centro entre cada pozo del mismo tamaño se incrementa con respecto al anterior, para los 2 primeros pozos de izquierda a derecha, tienen una separación inicial de 2.0 mm y se incrementa 0.2 mm. Para los siguientes 4 pozos la distancia inicial es de 1.8 mm y el incremento es de 0.2 mm. Finalmente, para el último pozo la distancia inicial es de 1.2 mm y se incrementa 0.1 mm.

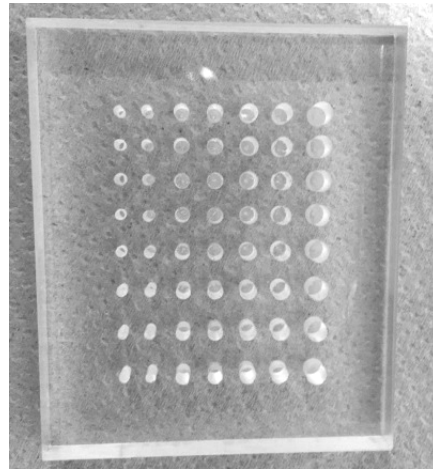


Figura 5.8: Maniquí propuesto para calidad de imagen

5.7.1. Resolución espacial.

Otra metodología propuesta para medir la resolución espacial es mediante el maniquí mostrado en la Figura 5.8, para la cual se propone lo siguiente.

- 1.- Llenar el pozo de menor tamaño (1.8 mm), con actividad de $50 \mu Ci$.
- 2.- Colocar la fuente a 5 cm del detector.
- 3.- Adquirir una imagen por 60 segundos con una ventana energética de 20%.

La imagen obtenida se debe analizar mediante un software de procesamiento de imágenes, por ejemplo, Image J. Para dicho análisis se debe realizar lo siguiente:

- 1.- Obtener el perfil de intensidad contra posición.
- 2.- Ajustar una curva de Gauss al perfil obtenido.
- 3.- Determinar el FWHM de la curva gaussiana ajustada.
- 4.- Obtener la transformada de Fourier de la curva gaussiana.

5.- Normalizar la función obtenida de la transformada (MTF).

6.- Determinar la posición en el eje X de la MTF al 10 %.

5.7.2. Contraste.

La metodología que se propone para determinar el contraste se basa en publicaciones de la OIEA para calidad de imagen en medicina nuclear[3].

Con el objetivo de facilitar y hacer más reproducible la prueba se propone el uso de un maniquí como el mostrado en la Figura 5.9.

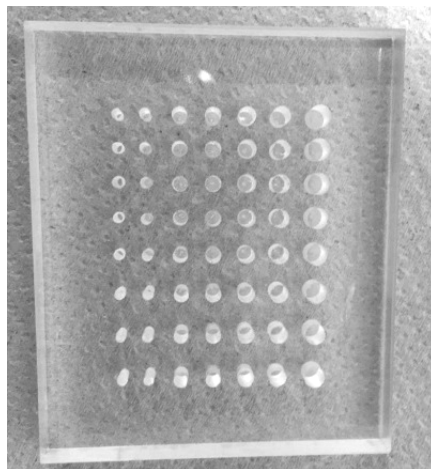


Figura 5.9: Maniquí para calidad de imagen.

Dicho maniquí tiene las características necesarias que le permiten evaluar uno o más parámetros al mismo tiempo.

La metodología sugerida es la siguiente:

1.- Llenar 3 o más pozos de 2.5 mm con actividad, dejando un pozo vacío entre cada pozo con actividad.

2.- La actividad presente debe variar al menos 20 %, iniciando con actividad de 20 μCi hasta los 200 μCi .

3.- Colocar el maniquí a 30 cm del detector.

4.- Centrar el FOV con la región del maniquí de interés.

5.- Realizar una adquisición de 60 segundos.

Las imagenes obtenidas se pueden analizar de dos maneras:

1.- Perfil de intensidad:

a) Mediante un software de procesamiento de imagen obtener el perfil de intensidad de la imagen.

b) Ajustar a cada pico del perfil una curva gaussiana.

c) Normalizar la funcion gaussiana.

d) Evaluar las diferencias en las alturas de cada pico generado.

2.- ROI's:

a) Dibujar una ROI en el centro de cada fuente en la imagen.

b) Evaluar las diferencias en el número de cuentas presente en cada ROI.

Como el tamaño de los pozos es pequeño se sugiere el uso de una micro-pipeta para realizar un llenado más preciso sin riesgo de contaminación por derrames o salpicaduras,.

El diseño del maniquí permite su uso en diferentes pruebas, esté puede ser orientado en diversas posiciones y orientaciones, por lo que es importante que al iniciar una prueba en concreto se establezca una referencia que asegure la reproducibilidad geométrica, como se ejemplifica en la Figura 5.10.



Figura 5.10: Arreglo experimental para medir contraste.

5.7.3. Ruido

La adquisición de las imágenes para evaluar el ruido se obtendrán de manera simultánea con la prueba de contraste. Se evaluarán los dos parámetros con las mismas condiciones y siguiendo las recomendaciones realizadas por OIEA. Para esto se propone la siguiente metodología:

- 1.- Obtener las imágenes con la metodología propuesta en la sección 5.7.2 de contraste.
- 2.- Dibujar ROI's en las imágenes de las fuentes.
- 3.- Determinar el número de cuentas presentes en cada ROI.
- 4.- Calcular el porcentaje de ruido con la Ecuación 5.8.

$$Ruido = \frac{1}{\sqrt{N}} \times 100 \quad (5.8)$$

Capítulo 6

Resultados

6.1. Uniformidad

Las imágenes que obtuvieron en la prueba de uniformidad se ejemplifican en la Figura 6.1.

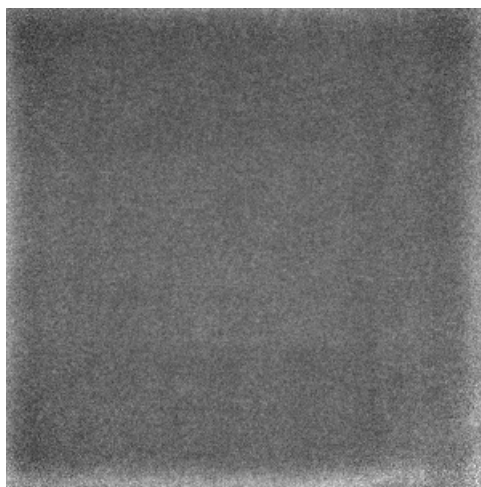


Figura 6.1: Imagen de uniformidad obtenida con el colimador de alta sensibilidad.

Las imágenes obtenidas tienen un tamaño de 300 x 300 píxeles, se estableció una región central de 150 x 150 píxeles, la cual también se analizó para determinar la uniformidad de las regiones centrales. La Figura 6.2 ejemplifica las regiones centrales de las imágenes obtenidas.

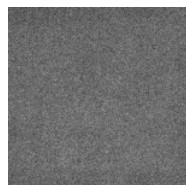


Figura 6.2: Uniformidad central con el colimador de alta sensibilidad.

Se obtuvieron los valores para la uniformidad total integral, total diferencial, central integral y central diferencial, para cada una de las pruebas realizadas. La Tabla 6.1, muestra los estadísticos obtenidos, además, se obtuvo el número promedio de cuentas por cada prueba. Con el colimador de alta sensibilidad se obtuvo una tasa de cuentas promedio de 2617 cps.

	Total integral	Total diferencial	Central integral	Central diferencial
Promedio	10.4	6.1	10.1	5.9
Desviación estándar	1.5	0.7	1.2	0.4

Tabla 6.1: Estadísticos uniformidad alta sensibilidad.

El diagrama de caja de la Figura 6.3 permite visualizar los datos obtenidos.

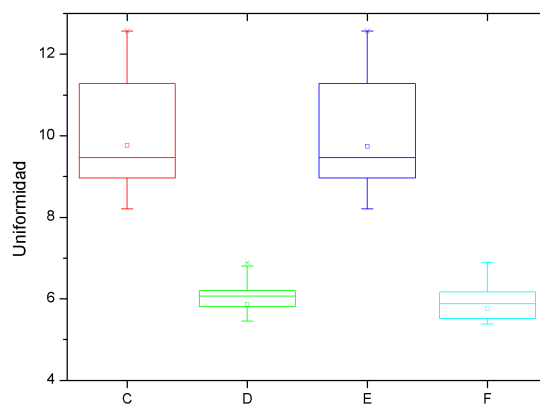


Figura 6.3: Diagrama de caja uniformidad colimador alta sensibilidad. C) UI total, D) UD total, E) UI central, F) UD central.

En la Tabla 6.2 se muestran los resultados promedios de las 35 medidas con el colimador de baja sensibilidad.

	Total integral	Total diferencial	Central integral	Central diferencial
Promedio	10	6.2	10	6.1
Desviacion estandar	0.9	0.5	0.9	0.6

Tabla 6.2: Estadísticos uniformidad baja sensibilidad.

El diagrama de caja (Figura 6.4) muestra la distribución de los resultados obtenidos usando el colimador de baja sensibilidad.

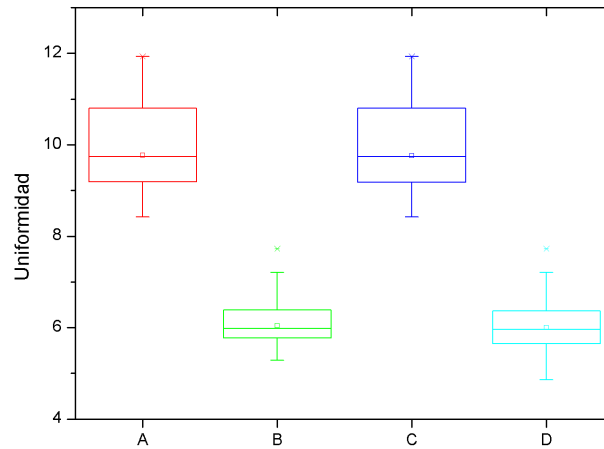


Figura 6.4: Diagrama de caja uniformidad colimador baja sensibilidad. A) Uniformidad total integral, B) Uniformidad total diferencial, C) Uniformidad central integral, D) Uniformidad central diferencial.

Las imágenes planas se procesaron en el software Image J, se graficaron en 3D, de esta manera se puede facilitar la interpretación de las imágenes, ya que el gráfico 3D permite visualizar las zonas con mayor homogeneidad en la respuesta.

Un ejemplo de las gráficas 3D para las imágenes con un FOV de 4 x 4 cm (300 x 300 píxeles) se muestra en la Figura 6.5.

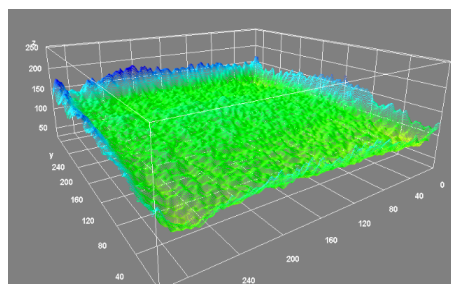


Figura 6.5: Uniformidad integral 3D.

Para las regiones centrales donde se seleccionó un FOV de 2 x 2 cm (150 x 150 pixeles), se muestra un ejemplo en la Figura 6.6.

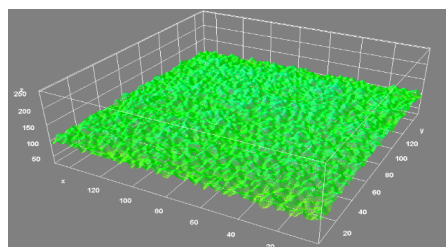


Figura 6.6: Uniformidad central 3D.

La totalidad de los datos para uniformidad se muestran en los anexos, para el colimador de alta sensibilidad se observan en la tabla del anexo A, para el colimador de baja sensibilidad se muestran en la tabla del anexo B.

6.2. Tiempo muerto

Los resultados obtenidos se muestran en su totalidad en la tabla del anexo C, los estadísticos resultantes se presentan en la Tabla 6.3.

	Tasa de recuento	Tiempo muerto
Promedio	6882	32.45
Desviación estándar	246	1.16

Tabla 6.3: Resultados tiempo muerto.

El diagrama caja de la Figura 6.7 muestra los datos obtenidos para el tiempo muerto.

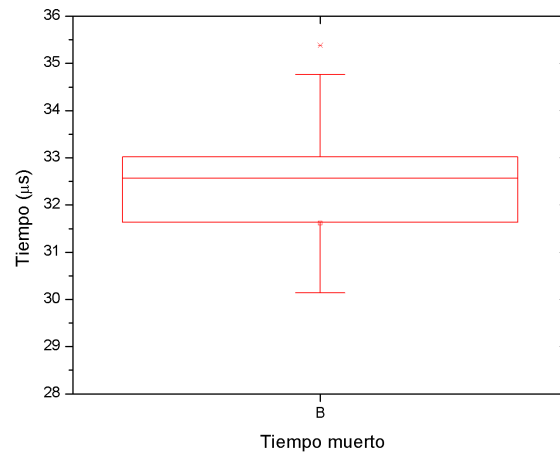


Figura 6.7: Diagrama de caja, tiempo muerto en μs .

Los datos que se obtuvieron para la tasa de recuento se muestran en la Figura 6.8.

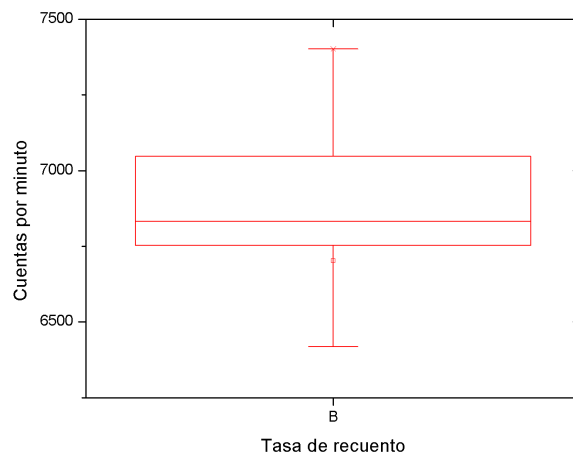


Figura 6.8: Diagrama de caja tasa de recuento en cpm.

6.3. Sensibilidad

Los datos obtenidos para el colimador de alta sensibilidad se muestran en la tabla del anexo D.

Tales datos se presentan mediante los estadísticos de la Tabla 6.4. Los datos se muestran en dos unidades de actividad, dado que el fabricante reporta los datos en MicroCuries, sin embargo, en el resto de la literatura se hace en MegaBequerel, para hacer las comparaciones directas se presenta en ambas unidades.

	Cuentas totales	Tasa de cuentas	$cpm/\mu Ci$	cpm/MBq
Promedio	205923.5	342.71	66.06	1782.46
Desviación estándar	19142.98	31.74	2.70	71.03

Tabla 6.4: Resultados alta sensibilidad

Los resultados en cpm/MBq se muestra de manera gráfica en el diagrama de caja de la Figura 6.9.

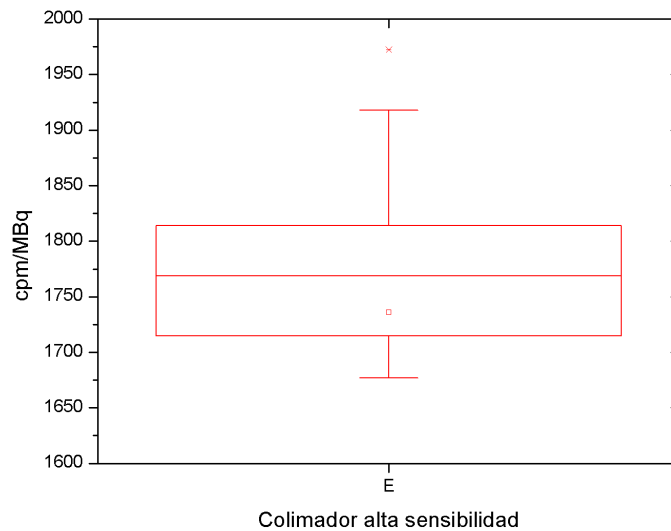


Figura 6.9: Diagrama de caja alta sensibilidad en cpm/MBq .

El diagrama de caja de la Figura 6.10 muestra los resultados usando el

colimador de alta sensibilidad en $cpm/\mu Ci$.

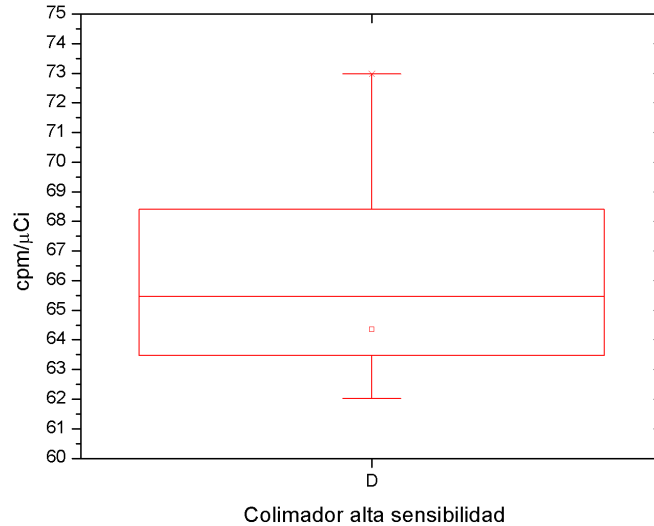


Figura 6.10: Diagrama de caja alta sensibilidad en $cpm/\mu Ci$.

Los resultados para la sensibilidad a 10 cm entre la fuente y el detector usando el colimador de baja sensibilidad se presentan en la Tabla 6.5.

	Cuentas totales	Tasa de cuentas	$cpm/\mu Ci$	cpm/MBq
Promedio	113062.8	187.9	30.2	816.3
Desviacion estandar	9689.7	16.2	1.4	37.6

Tabla 6.5: Resultados baja sensibilidad

Los resultados usando el colimador de baja sensibilidad se muestran de manera explícita en la tabla presentada en el anexo E.

Los estadísticos de la Tabla 6.5 se presentan de manera gráfica en los diagramas de caja de las Figuras 6.11 y 6.12.

En el diagrama de caja de la Figura 6.11 se presenta la sensibilidad en $cpm/\mu Ci$.

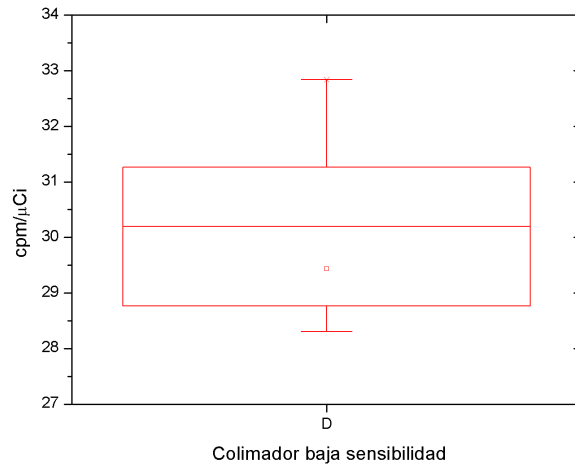


Figura 6.11: Diagrama de caja baja sensibilidad en $cpm/\mu Ci$.

El diagrama de caja de la Figura 6.12 presenta los mismos resultados pero expresados en cpm/MBq

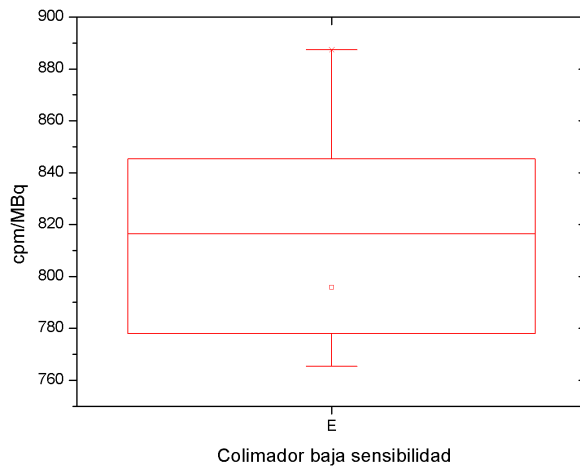


Figura 6.12: Diagrama de caja baja sensibilidad en cpm/MBq .

6.4. Resolución energética

Se obtuvieron espectros de energía como el mostrado en la Figura 6.13, a partir de los cuales se obtuvo el FWHM y se calculó la resolución energética.

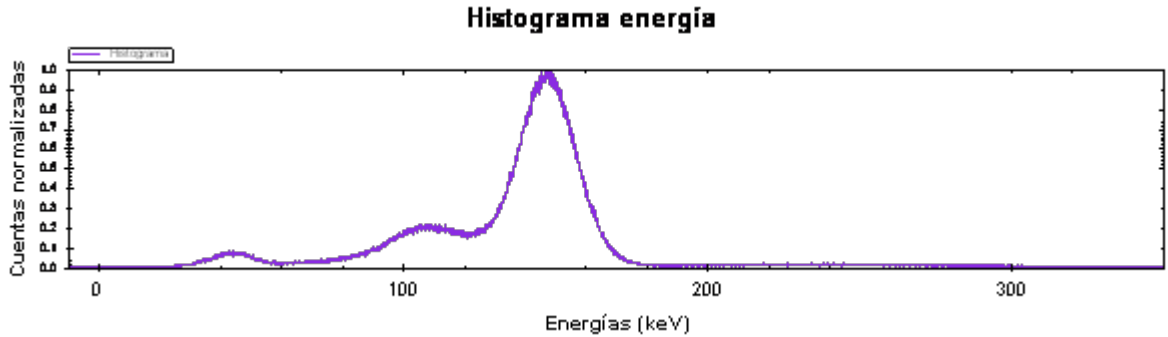


Figura 6.13: Espectro de energía ^{99m}Tc .

Los datos obtenidos para las pruebas de resolución energética se enlistan en la tabla de anexo F.

Los estadísticos resultantes de dichos datos se presentan en la Tabla 6.6.

	FWHM (keV)	Resolución energética ^{99m}Tc
Promedio	21.88	15.6 %
Desviación estandar	0.39	0.28

Tabla 6.6: Resultados resolución energética.

De manera gráfica los estadísticos son presentados mediante diagramas de caja en las Figuras 6.14 y 6.15.

La Figura 6.14 muestra un diagrama de caja de las mediciones del FWHM de cada prueba.

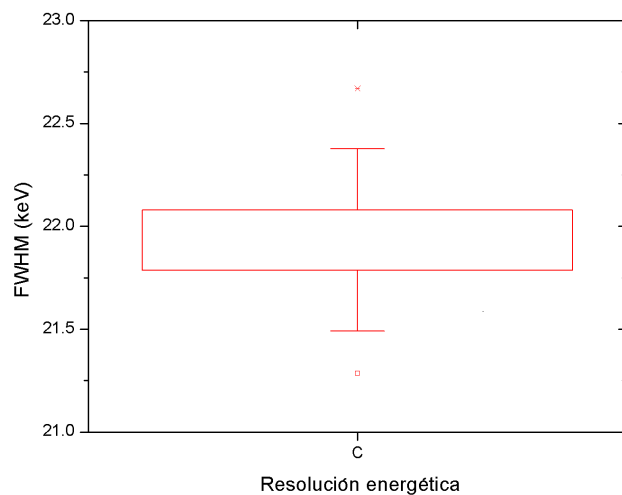


Figura 6.14: Diagrama de caja FWHM (keV).

La caja de bigotes que se observa en la Figura 6.15, muestra la medida en porcentaje de la resolución energética.

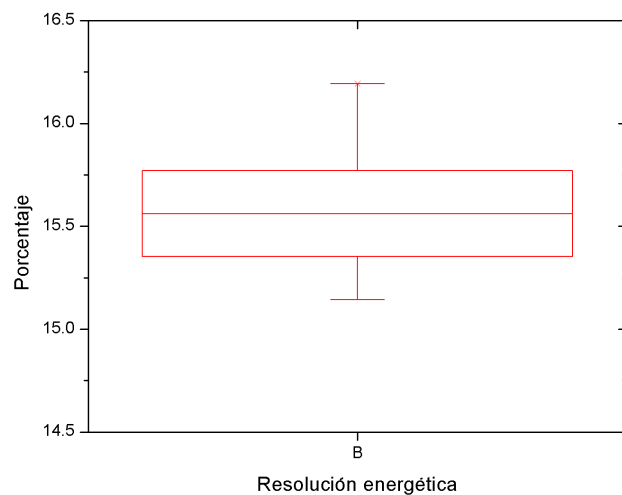


Figura 6.15: Diagrama de caja resolución energética.

6.5. Tamaño de pixel.

Se obtuvieron imágenes como la mostrada en la Figura 6.16.

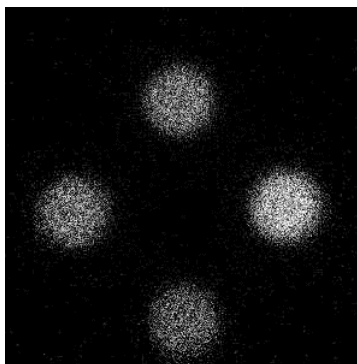


Figura 6.16: Imagen obtenida en la prueba de tamaño de pixel.

A partir de estas imágenes se obtuvieron la posición de los centros de los “puntos” en el eje X y en el eje Y, mediante el análisis en Image J. Una vez obtenidos los centros se midió la distancia entre estos y se calculó el tamaño de pixel horizontal (**TPH**) y tamaño de pixel vertical (**TPV**).

Los datos se muestran en las tablas de anexo G. La Tabla 6.7 muestra los estadísticos obtenidos.

	d. vertical (píxeles)	d. horizontal (píxeles)	TPH(mm)	TPV(mm)
Promedio	177.09	184.05	0.16	0.17
Desviacion	1.02	1.88	0.001	0.0009

Tabla 6.7: Resultados tamaño de pixel.

De manera gráfica estos resultados se presentan en el diagrama de caja de la Figura 6.17.

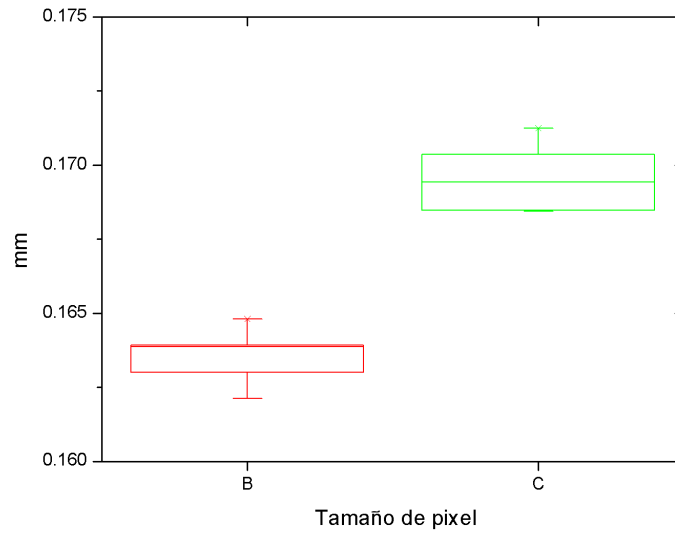


Figura 6.17: Diagrama de caja tamaño de pixel. (B) datos del TPH, (C) datos TPV.

6.6. Resolución espacial

En la Figura 6.18 (a) se muestra un ejemplo de las imágenes obtenidas en el eje X, (b) imágenes del capilar orientado en el eje Y.

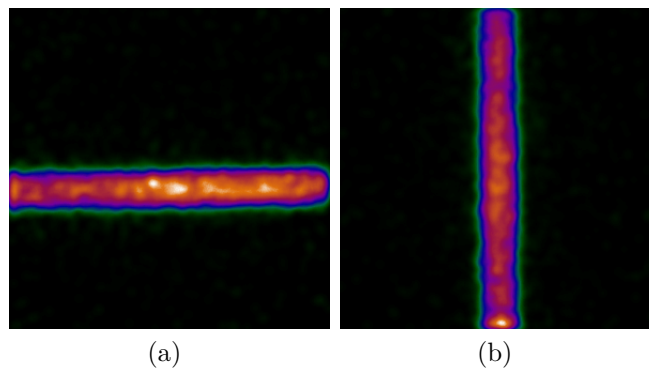


Figura 6.18: Imágenes de capilar.

El maniquí con pozos proporcionó imágenes como las que se observan en la Figura 6.19.

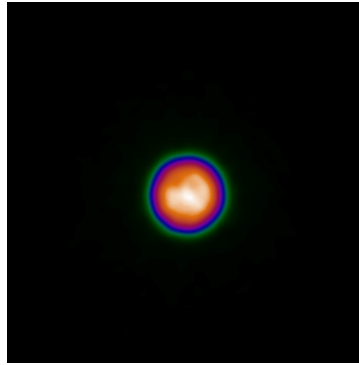


Figura 6.19: Imagen maniquí resolución espacial.

Para todos los casos, las imágenes obtenidas de la fuente lineal en las direcciones X y Y y para la fuente puntual se obtuvo la función de dispersión lineal o puntual según fuera el caso, como el mostrado en la Figura 6.20.

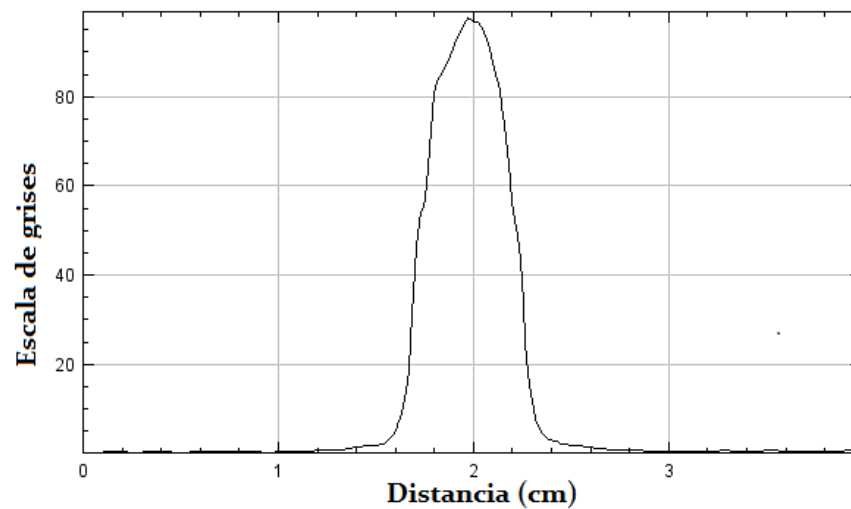


Figura 6.20: Función de dispersión.

A las funciones de dispersión se les ajustó una función de Gauss con la cual se determinó el FWHM y se estimó la resolución espacial del sistema como se ejemplifica en la Figura 6.21

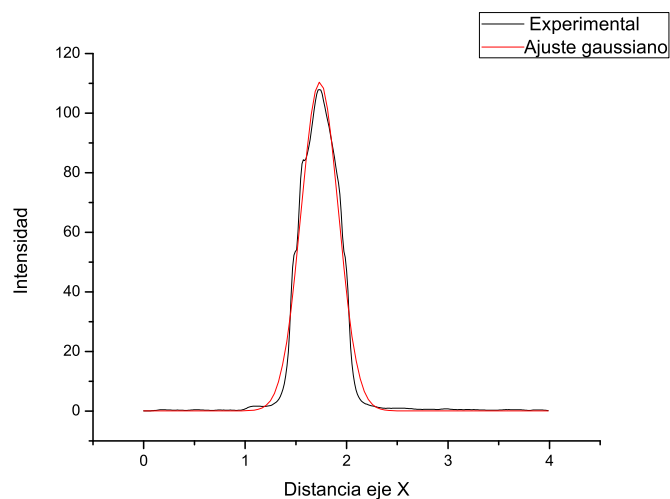


Figura 6.21: Ajuste gaussiano a la LPS.

Una vez obtenido el ajuste de la curva gaussiana se midió el FWHM. Los resultados obtenidos para el colimador de baja resolución espacial se presentan en la Tabla 6.8.

	FWHM eje X	FWMH eje Y
Promedio	6.24 mm	6.12 mm
Desviación estandar	0.03	0.12

Tabla 6.8: Resultados FWHM baja resolución espacial.

La distribución de estos resultados se aprecian de manera gráfica en el diagrama de caja de la Figura 6.22.

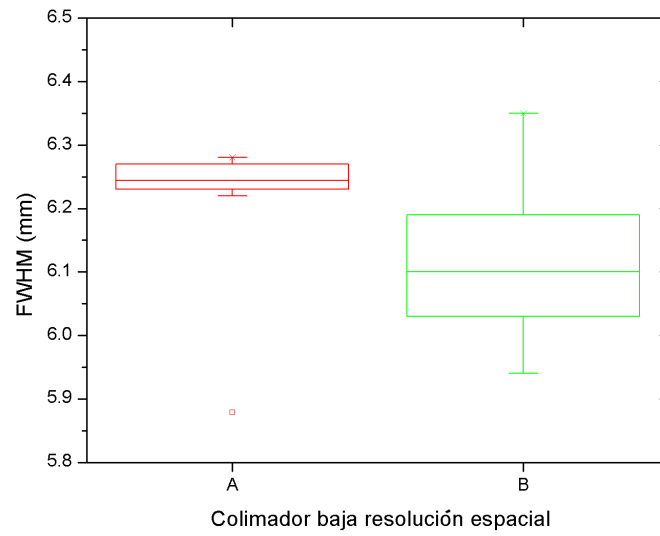


Figura 6.22: Diagrama de caja baja resolución espacial. En color rojo se muestran los resultados de la medida del FWHM con el colimador de baja resolución espacial para el eje X, en color verde los resultados para el eje Y.

Los estadísticos obtenidos usando el colimador de alta resolución espacial y el maniquí con el capilar se observan en la Tabla 6.9.

	FWHM eje X	FWMH eje Y
Promedio	4.41 mm	4.32 mm
Desviación estándar	0.02	0.06

Tabla 6.9: Resultados FWHM alta resolución espacial.

Estos datos se muestran en el diagrama de caja en la Figura 6.23, donde los resultados del FWHM medido en el eje X de la cámara.

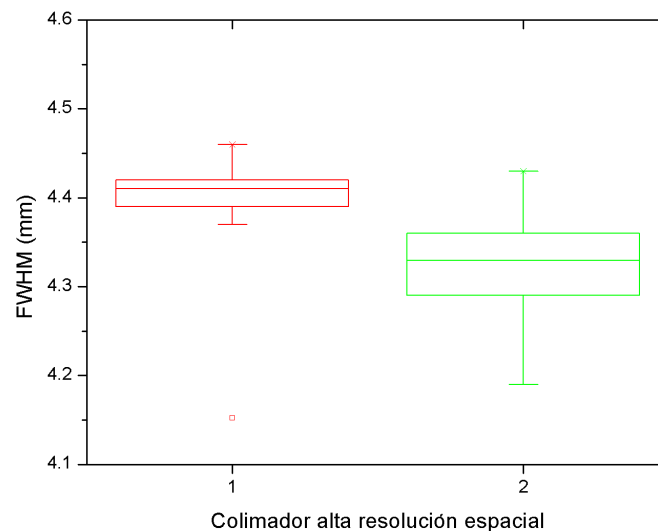


Figura 6.23: Diagrama de caja colimador alta resolución espacial, se observan en color rojo y los datos obtenidos del FWHM en el eje Y son mostrados en color verde.

En la sección de metodología se propuso la implementación de un maniquí que permitiera evaluar la resolución espacial de manera global, es decir, en los ejes X y Y al mismo tiempo.

La solución más practica fue diseñar un maniquí que contiene pozos de diferentes diametros y que se encuentran a distintas distancias centro a centro.

Usando el maniquí de fuentes puntuales se obtuvieron los resultados estadísticos de la Tabla 6.10.

Colimador	Alta resolución espacial	Baja resolución espacial
FWHM	4.54 mm	5.70 mm
Desviación estándar	0.08	0.16

Tabla 6.10: Resultados FWHM fuente puntual.

Para estos datos se muestra el diagrama de caja de la Figura 6.24.

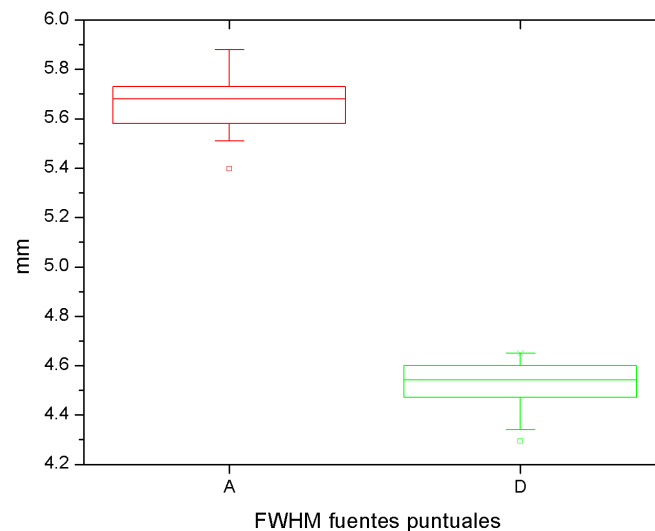


Figura 6.24: Diagrama de caja FWHM fuente puntual, (A) muestra los datos obtenidos con el colimador de baja resolución espacial, (D) los datos obtenidos cuando se usó el colimador de alta resolución espacial.

Una vez obtenidos los FWHM de los perfiles de dispersión puntual, a las curvas gaussianas que ajustaban dichos perfiles se les realizó la transformada de Fourier para poder determinar la MTF como se muestra en la Figura 6.25.

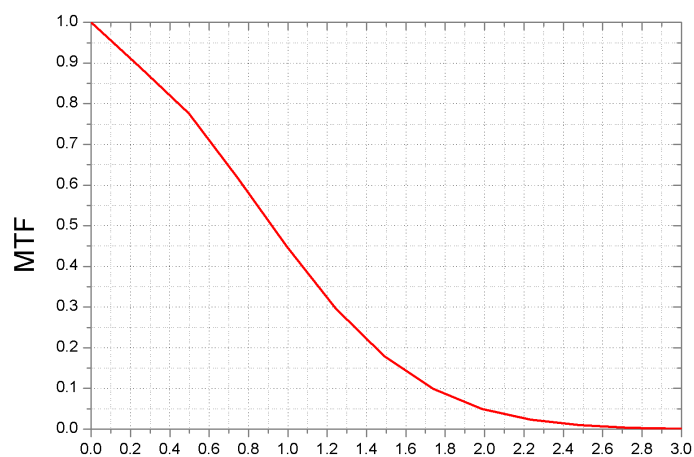


Figura 6.25: Función de modulación de transferencia para una fuente puntual.

La MTF se usó para encontrar el límite en la resolución espacial, tomando como criterio el valor en el eje Y correspondiente al 10%. El valor límite de la resolución espacial está expresada en frecuencia y tiene como unidades ciclos/mm. La Tabla 6.11, contiene los resultados obtenidos en dicho análisis.

Colimador	Baja resolución espacial	Alta resolución espacial
MTF	1.39	1.73
Desviación estándar	0.045	0.037

Tabla 6.11: Resultados MTF .

La representación gráfica de los datos se muestra en la caja de bigotes de la Figura 6.26.

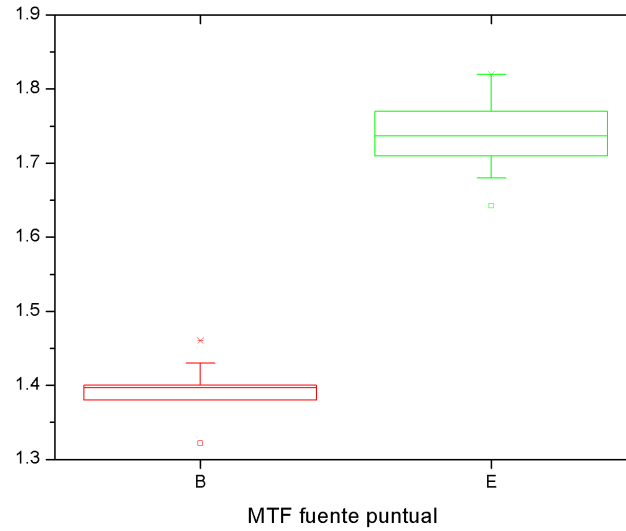


Figura 6.26: Función de modulación fuentes puntuales, (B) Baja resolución espacial, (E) Alta resolución

6.7. Contraste

Un ejemplo de las imágenes que se obtuvieron para la medición se muestra en la Figura 6.27.

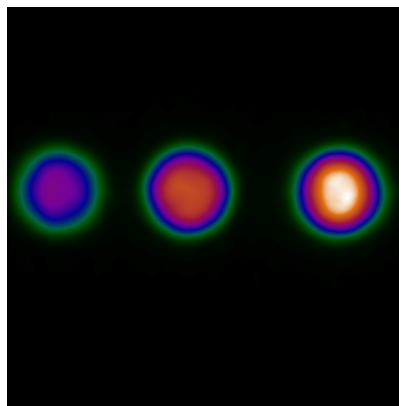


Figura 6.27: Imagen obtenida en la prueba de contraste

A estas imágenes se les obtuvo el perfil de intensidad y se ajustó a curvas gaussianas como se muestra en la Figura 6.28.

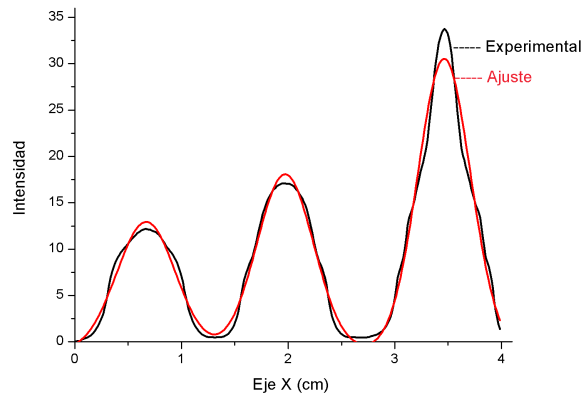


Figura 6.28: Ajuste del perfil de intensidades

A la función que ajusta el perfil de intensidad se normalizó para tener de manera visual la diferencia entre las cuentas que se detectaban en las regiones de distinta actividad. La función normalizada se muestra en la Figura 6.29.

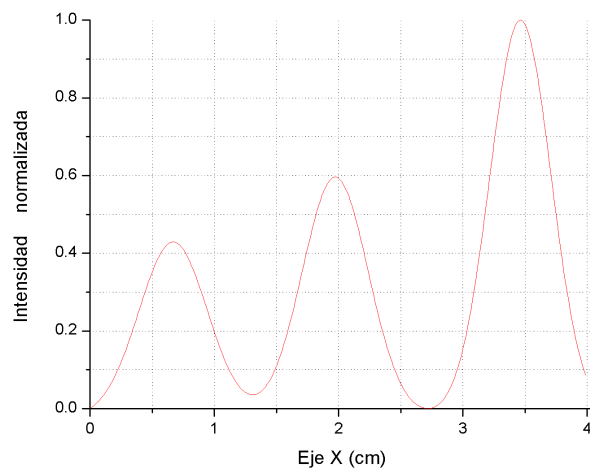


Figura 6.29: Función de intensidad normalizada

Al analizar la imágenes se obtuvieron los resultados mostrados en la Tabla 6.12.

	Diferencia en actividad	Contraste
Porcentaje promedio	80.45 %	14.00 %
Desviación estándar	0.26	0.40
Porcentaje promedio	72.94 %	12.00 %
Desviación estándar	0.06	0.20
Porcentaje promedio	61.35 %	22.00 %
Desviación estándar	2.17	6.00
Porcentaje promedio	55.84 %	29.0 %
Desviación estándar	0.008	0.70
Porcentaje promedio	47.05 %	23.0 %
Desviación estándar	0.001	1.30
Porcentaje promedio	31.76 %	41.0 %
Desviación estándar	0.003	5.60

Tabla 6.12: Resultados prueba de contraste.

6.8. Ruido

Las imágenes obtenidas en la prueba de ruido se ejemplifican en la Figura 6.30.

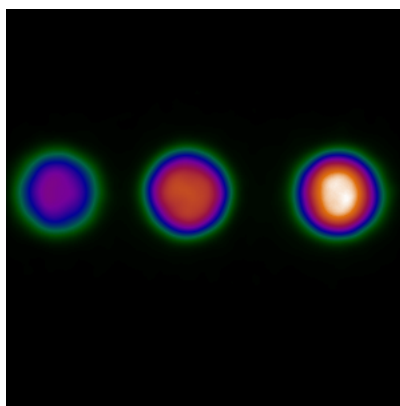


Figura 6.30: Imagen obtenida prueba de calidad de imagen.

Estas imágenes se analizaron con ayuda de Image J, dibujando ROI's para determinar el número de cuentas presentes en cada ROI y estimar el ruido asociado.

La Tabla 6.13 muestra los resultados obtenidos para determinar el ruido.

Prueba 1		
MBq	Cuentas promedio	Porcentaje ruido
6.40	358386.50	0.17
4.69	278866.00	0.19
4.10	244902.00	0.20
Prueba 2		
5.73	365269.25	0.16
4.18	285986.25	0.19
3.47	250584.00	0.20
Prueba 3		
6.95	397857.00	0.16
5.58	296372.00	0.18
3.88	212673.50	0.21
Prueba 4		
6.19	389699.25	0.16
5.00	294574.25	0.18
3.46	212687.00	0.22
Prueba 5		
5.52	389549.25	0.16
4.43	295269.00	0.18
3.08	215289.00	0.21
Prueba 6		
4.92	395482.50	0.16
3.95	297098.00	0.18
2.93	213641.25	0.22
Prueba 7		
3.14	376927.00	0.16
1.48	240260.25	0.20
0.99	171034.50	0.24
Prueba 8		
2.80	378480.25	0.16
1.31	235057.00	0.20

0.89	164958.00	0.24
Prueba 9		
2.49	388481.75	0.16
1.17	235749.50	0.20
0.79	169041.75	0.24
Prueba 10		
2.22	397327.00	0.15
1.04	237665.75	0.20
0.7	132933.00	0.37

Tabla 6.13: Resultados prueba de ruido

Capítulo 7

Discusión y conclusión

Las imágenes obtenidas de la uniformidad muestran que en los extremos del FOV, la homogeneidad disminuye, fenómeno que se puede atribuir a la producción de radiación secundaria al interactuar con los bordes plásticos que rodean al cristal centellante.

Cuando se analizó la parte central del FOV, se puede observar que la uniformidad mejoró en comparación al FOV total, esto se aprecia claramente en las Figuras 6.5 y 6.6. La uniformidad evaluada con los colimadores de alta y baja sensibilidad, muestra el mismo comportamiento y con valores muy similares como se observa en los diagramas de caja mostrados en las Figuras 6.3. y 6.4.

La uniformidad en la respuesta del cristal se encuentra por debajo de los límites que el fabricante recomienda, estos son menores al 15 % en la uniformidad total, en la parte central de cristal se presenta una buena homogeneidad con diferencias de 6 %. Los valores obtenidos permiten asegurar que el sistema de detección se encuentra en buenas condiciones.

En la prueba de resolución temporal (tiempo muerto) se encontró una diferencia del 2.4 % respecto a los valores de referencia 33,25 μs y tasa de recuento 6709 cps. Se obtuvo en promedio un menor tiempo muerto, 32,45 μs y una tasa de recuento 6882 cps. El tiempo muerto obtenido es comparable al de equipos convencionales para imágenes planas en medicina nuclear[2].

El tamaño de pixel que se obtuvo para el eje X es de 0.16 mm y para el eje Y de 0.17 mm, se tienen diferencias mínimas respecto a los 0.20 mm que se reporta en la literatura. Los datos obtenidos tienen una gran reproducibilidad como se muestra en la Figura 6.17.

La prueba de sensibilidad fue la que mayores diferencias obtuvo entre los

valores medidos y los de referencia, con diferencia de 30 % para la prueba de mayor sensibilidad. Usando el colimador azul se obtuvieron 66,06 $cpm/\mu Ci$, que comparado con los 85,40 $cpm/\mu Ci$ reportados por el fabricante. Se puede concluir que aunque la gamma cámara portátil es un equipo de alta sensibilidad, en estos momentos no es tan buena como el fabricante señala.

Para la resolución energética se obtuvo un valor de 15.6 % de la energía del ^{99m}Tc , respecto al 17 % que reporta el fabricante para el mismo radionúclido.

Los resultados de las pruebas muestran que el equipo Sentinella 102 se encuentra en buenas condiciones y se puede confiar en los valores obtenidos en los procedimientos clínicos.

La caracterización realizada permitió conocer el estado del equipo, obtener valores para futuras referencias y comparar el desempeño del equipo con otros similares.

El maniquí que se propone para realizar la evaluación de la calidad de imagen es de fácil fabricación por lo que puede estar disponible para cualquier centro que lo requiera.

La evaluación de la calidad de imagen mostró que la gammacámara Sentinella es sensible a cambios en la actividad, lo que se puede cuantificar mediante el contraste, el ruido presente en las imágenes es menor al 1 % y se incrementó a medida que la actividad presente era menor lo cual es consistente con la teoría.

Dicho maniquí cumplió con los objetivos para los cuales fue diseñado, respecto a reproducibilidad, accesibilidad y practicidad.

Capítulo 8

Referencias

- [1] NEMA, “NEMA Standards Publication NU 1-2007,” pp. 1–37, 2007.
- [2] a. V. W. Wegst, “SCINTILLATION CAMERA ACCEPTANCE TESTING AND Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics,” Report, no. 6, pp. 5–7, 1980.
- [3] I. Atomic and E. Agency, “IAEA Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems, 2003,” *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 31, no. 5, pp. 760–760, 2004.
- [4] J. Duch, “Portable gamma cameras: The real value of an additional view in the operating theatre,” *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 38, no. 4, pp. 633–635, 2011.
- [5] S. L. Bugby, J. E. Lees, B. S. Bhatia, and A. C. Perkins, “Characterisation of a high resolution small field of view portable gamma camera,” *Phys. Medica*, vol. 30, no. 3, pp. 331–339, 2014.
- [6] P. D. Olcott, F. Habte, C. S. Levin, and a. M. Foudray, “Characterization of performance of a miniature, high sensitivity gamma ray camera,” *IEEE Symp. Conf. Rec. Nucl. Sci. 2004.*, vol. 6, no. 5, pp. 1492–1497, 2004.
- [7] N. Sueño, “Manual Sentinella 102.”
- [8] L. Illanes and E. Etcheverry, “Física de la medicina nuclear.”
- [9] D. L. Bailey, “Nuclear Medicine Physics,” *Iaea*, vol. 38, no. 8, p. 4904, 2011.
- [10] S. Cherry, J. Sorenson, and M. Phelps, *Physics in Nuclear Medicine*. 2012.
- [11] D. Anode and C. Wire, “POSITION SENSITIVE PHOTOMULTIPLIER TUBES,” vol. 33, no. 1, pp. 359–363, 1986.
- [12] J. Takeuchi, K. Oba, H. P. K. K, T. Fine, and M. Dynode, “Out-

put Current of Photo-Triode Tube with segmented 4 dynodes,” no. 1, pp. 448–452, 1985.

[13] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt, J. M. Boone, and E. J. Goldschmidt, *The Essential Physics of Medical Imaging*, vol. 30, no. 7. 2003.

[14] A. Vickery, T. Jørgensen, and R. De Nijs, “NEMA NU-1 2007 based and independent quality control software for gamma cameras and SPECT,” *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 317, no. 1, 2011.

[15] M. Abreu, “Fundamentos físicos de calidad de imagen en Medicina Nuclear . Métodos para su valoración,” no. January, 2007.

[16] J. W. Goodman, “Introduction to Fourier Optics,” McGraw-Hill, vol. 1, no. 3, pp. 1–5, 1996.

[17] I. Press et al., *INTRODUCTION TO BIOMEDICAL IMAGING*. .

[18] P. P. Dendy, B. Heaton, and J. Cameron, *Physics for Diagnostic Radiology*, vol. 28, no. 3. 2001.

[19] C. Guy and D. Ffytche, *An Introduction To The Principles Of Medical Imaging*. 2005.

[20] A. P. Dhawan, H. K. Huang, and D.-S. Kim, *Principles and Advanced Methods in Medical Imaging and Image Análisis*. 2008.

[21] F. D. I. Médicas and F. D. E. Imágenes, “Fundamentos de Imágenes Médicas.,” pp. 1–12, 2003.

[22] A. Smith, Nadine Barrie. Webb, “Introduction to medical imaging,” 2011.

[23] <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/phyopt/mulslid.html>

[24] J. S. Andrew L. Goertzen, Jonathan D. Thiessen, Bryan McIntosh, Michael J. Simpson, “Characterization of a Handheld Gamma Camera for Intraoperative Use for Sentinel Lymph Node Biopsy,” *Phys. Medica*, pp. 8–11, 2013.

Apéndice A

Resultados de uniformidad alta sensibilidad

Prueba	Cuentas	Integral total	Total diferencial	Central integral	Central diferencial
1	2500.00	12.31	7.36	9.76	5.86
2	2500.00	12.94	7.49	10.67	6.1531
3	2500.00	10.45	3.88	10.45	5.8841
4	2500	13.53	7.60	11.27	5.6051
5	2500	13.38	7.71	11.29	5.7161
6	2000	10.68	6.38	10.88	6.38
7	2000	11.02	6.65	11.02	6.65
8	2000	9.78	6.88	9.78	6.88
9	2000	9.79	6.04	9.79	6.048
10	2200	9.29	6.19	9.29	5.87
11	2200	9.46	5.50	9.46	5.50
12	3295	9.23	5.80	9.23	5.83
13	3176	8.91	6.06	8.91	6.05
14	2984	9.12	5.45	9.12	5.45
15	2827	8.96	6.10	8.96	6.10
16	2766	9.63	6.07	9.63	5.67
17	2200	9.25	6.13	9.25	6.13
18	3000	10.94	6.20	10.94	6.201
19	3696	11.28	6.17	11.28	6.17

APÉNDICE A. RESULTADOS DE UNIFORMIDAD ALTA SENSIBILIDAD75

20	3653	12.17	5.89	12.17	5.89
21	2710	8.20	5.86	8.20	5.52
22	2598	9.23	5.86	9.23	5.93
23	2556	8.77	5.51	8.63	5.51
24	2470	8.37	6.22	8.37	5.38
25	2357	8.91	6.22	8.91	5.39
26	2231	10.17	6.23	10.17	6.23
27	2091	9.80	5.75	9.80	5.75
28	1960	9.19	5.51	9.19	5.51
29	1818	8.80	6.18	8.80	6.18
30	3840	11.85	5.83	11.85	5.83
31	3371	12.43	6.77	12.43	6.77
32	3234	11.51	5.45	11.51	5.42
33	3038	11.48	6.80	11.48	6.80
34	2473	12.56	5.88	12.56	5.88
35	2349	11.80	6.39	11.8	6.39
Promedio	2616.94	10.43	6.17	10.17	5.95
Desviación estándar		1.53	0.71	1.24	0.41

Tabla A.1: Resultados uniformidad extrínseca con colimador alta sensibilidad.

Apéndice B

Resultados uniformidad baja sensibilidad.

Prueba	Cuentas	Total integral	Total diferencial	Central integral	Central diferencial
1	2044	9.57	5.80	9.57	5.80
2	2000	9.06	6.03	8.86	5.96
3	1800	9.24	5.96	9.24	5.96
4	1576	8.83	5.62	8.83	5.62
5	1500	8.42	5.28	8.42	5.28
6	1941	9.74	6.10	9.74	6.10
7	1853	9.62	5.85	9.62	5.82
8	1747	9.19	5.65	9.18	5.65
9	1624	9.45	6.19	9.45	6.19
10	2409	11.93	6.32	11.93	6.32
11	2409	11.17	6.61	11.17	6.61
12	2367	11.15	5.81	11.15	5.81
13	2264	11.08	5.75	11.08	5.75
14	2095	8.85	5.77	8.85	4.86
15	1967	9.08	5.87	8.83	5.57
16	1536	8.70	5.72	8.65	5.56
17	1336	9.16	5.82	9.16	5.83
18	1104	10.44	5.69	10.44	5.69
19	2050	11.35	7.35	11.35	7.53

APÉNDICE B. RESULTADOS UNIFORMIDAD BAJA SENSIBILIDAD.77

20	1296	9.85	6.38	9.85	6.28
21	1175	9.52	6.92	9.52	6.92
22	2545	9.38	5.98	9.38	5.95
23	2452	9.36	5.77	9.36	5.52
24	2341	9.83	6.80	9.83	6.80
25	2210	9.85	5.60	9.85	5.60
26	2077	9.68	6.28	9.68	6.28
27	2349	11.80	6.39	11.80	6.39
28	2017	10.82	7.72	10.87	7.72
29	2432	11.14	7.01	11.14	7.01
30	2481	11.20	7.20	11.20	7.20
31	2416	10.78	6.36	10.78	6.36
32	2304	10.14	5.90	10.14	5.90
33	2197	10.52	6.20	10.52	6.20
34	2071	10.80	7.21	10.80	7.21
Promedio	1999.55	10.02	6.20	10.00	6.15
Desviación estándar	404.74	0.95	0.58	0.97	0.65

Tabla B.1: Resultados uniformidad baja sensibilidad.

Apéndice C

Resultados tiempo muerto.

Prueba	Tasa de recuento	Tiempo muerto
1	6622.85	33.69
2	7187.04	31.04
3	6417.85	34.76
4	6820.40	32.71
5	6756.15	33.02
6	6985.04	31.94
7	7064.53	31.58
8	7003.32	31.86
9	6787.92	32.87
10	6562.19	34.00
11	6947.28	32.11
12	6832.06	32.65
13	6880.80	32.42
14	6771.05	32.95
15	6752.71	33.04
16	6651.74	33.54
17	6305.80	35.38
18	6826.49	32.68
19	6811.21	32.75
20	6849.35	32.57
21	6715.34	33.22
22	7047.32	31.66

23	6584.75	33.88
24	6784.47	32.88
25	6652.45	33.54
26	6773.85	32.94
27	7402.41	30.14
28	7108.96	31.38
29	7225.94	30.87
30	7006.92	31.84
31	7034.22	31.72
32	7257.52	30.74
33	7224.95	30.88
34	7053.18	31.63
35	7153.80	31.19
Promedio	6881.76	32.45
Desviación estándar	245.76	1.16

Tabla C.1: Resultados tiempo muerto

Apéndice D

Resultados alta sensibilidad

Actividad μCi	Actividad MBq	Cuentas totales	cps	$cpm/\mu Ci$	Cpm/MBq
312.00	11.54	197199	328	63.20	1708.23
306.06	11.32	189830	316	62.02	1676.94
300.24	11.11	186840	310	62.23	1681.72
312.00	11.54	200386	339	64.22	1735.84
306.06	11.32	200007	333	65.34	1766.84
300.24	11.11	195920	326	65.25	1763.45
294.52	10.90	192776	321	65.45	1768.58
288.91	10.69	188838	314	65.36	1766.49
283.42	10.49	184718	307	65.17	1760.89
320.00	11.84	201570	336	62.99	1702.44
313.91	11.61	198373	330	63.19	1708.63
307.93	11.39	195079	325	63.35	1712.72
302.07	11.18	191859	319	63.51	1716.09
296.32	10.96	187382	312	63.23	1709.68
290.68	10.76	184497	307	63.47	1714.65
285.15	10.55	179630	298	62.99	1702.65
322.00	11.91	210828	351	65.47	1769.58
315.87	11.69	208475	347	66.00	1783.36
309.86	11.46	206266	343	66.56	1799.87
298.17	11.25	201464	335	67.56	1790.79
292.50	11.03	200095	333	68.40	1814.09
286.93	10.82	198201	330	69.07	1831.80

323.00	11.95	210277	349	65.10	1759.49
316.85	11.72	207298	344	65.42	1768.75
310.82	11.50	205350	342	66.06	1785.65
304.9	11.28	201942	338	66.23	1790.26
299.1	11.07	199633	332	66.74	1803.36
360.00	13.32	262711	437	72.97	1972.30
353.15	13.07	250700	417	70.98	1918.13
346.43	12.82	241491	401	69.70	1883.70
339.83	12.57	233780	388	68.79	1859.82
333.36	12.33	229757	382	68.92	1863.39
327.02	12.10	224812	374	68.74	1857.95
320.79	11.87	219767	366	68.50	1851.44
314.69	11.64	219574	365	69.77	1886.37

Tabla D.1: Resultados alta sensibilidad.

Apéndice E

Resultados baja sensibilidad.

Actividad μCi	Actividad MBq	Cuentas totales	cps	$cpm/\mu Ci$	Cpm/MBq
420.00	15.54	127892	213	30.45	822.98
412.01	15.24	122208	203	29.66	801.88
404.16	14.95	116634	194	28.85	780.16
396.47	14.66	114056	190	28.76	778.00
388.92	14.39	111451	185	28.65	774.50
381.52	14.11	108351	180	28.39	767.90
374.26	13.84	105932	176	28.30	765.40
367.13	13.58	104431	174	28.44	769.00
360.15	13.32	104994	174	29.15	788.24
450.00	16.65	139025	231	30.89	834.98
441.43	16.33	133351	222	30.20	816.60
433.03	16.02	128561	214	29.68	802.50
424.79	15.71	124717	207	29.35	793.87
416.70	15.41	120041	200	28.80	778.98
408.77	15.12	117114	195	28.65	774.56
400.99	14.83	116965	194	29.16	788.70
393.36	14.55	113039	188	28.73	776.90
385.87	14.27	110689	184	28.68	775.67
378.53	14.00	108427	180	28.64	774.47
371.32	13.73	107544	178	28.96	783.27
350.00	12.95	106232	177	30.35	820.32

343.34	12.70	105976	176	30.86	834.45
336.80	12.46	104243	173	30.95	836.62
330.39	12.22	103290	172	31.26	845.25
324.10	11.99	100853	168	31.11	841.14
317.93	11.76	100722	167	31.68	856.47
311.88	11.53	101351	168	32.49	879.01
305.95	11.32	100461	167	32.83	887.46
385.00	14.24	124411	207	32.31	873.67
377.67	13.97	121039	201	32.04	866.42
370.48	13.70	116127	193	31.34	847.64
363.43	13.44	113291	188	31.17	842.93
356.51	13.19	110566	184	31.01	838.25
349.73	12.94	112105	186	32.05	866.34
343.07	12.69	108834	181	31.72	857.63
336.54	12.45	105340	175	31.30	846.10
Promedio		113062.86	187.91	30.19	816.34
Desviación estándar		9689.7	16.18	1.39	37.65

Tabla E.1: Resultados baja sensibilidad.

Apéndice F

Resultados resolución energética

Número de prueba	p Porcentaje
1	12.99
2	12.90
3	13.07
4	13.11
5	13.16
6	13.11
7	13.05
8	13.27
9	13.12
10	13.04
11	13.19
12	13.12
13	12.98
14	13.20
15	13.03
16	13.02
17	13.16
18	12.94
19	13.11
20	13.09

21	13.38
22	13.03
23	12.87
24	13.12
25	12.75
26	13.12
27	13.01
28	12.94
29	13.06
30	12.99
31	13.18
32	13.15
33	12.81
34	13.01
35	13.03
Promedio	13.06
Desviación estándar	0.12

Tabla F.1: Resultados resolución energética

Apéndice G

Tamaño de pixel

Prueba	Distancia vertical	Distancia horizontal	TPH	TPV
1	177.04	186.00	0.16	0.17
2	178.04	182.09	0.16	0.17
3	177.04	185.06	0.16	0.17
4	178.13	186.04	0.16	0.17
5	176.10	182.02	0.16	0.17
6	176.13	187.06	0.16	0.17
7	175.18	184.04	0.16	0.17
8	178.10	182.02	0.16	0.17
9	177.07	183.06	0.16	0.17
10	178.04	183.09	0.16	0.17
Promedio	177.09	184.05	0.163	0.169
Desviación estándar	1.02	1.88	0.001	0.0009

Tabla G.1: Resultados tamaño de pixel baja resolución espacial

Pueba	Distancia vertical	Distancia horizontal	TPH	TPV
1	177.04	182.04	0.16	0.17
2	182.04	185.0	0.16	0.16
3	176.07	183.06	0.16	0.17
4	178.07	183.06	0.16	0.17
5	176.10	183.02	0.16	0.17
6	176.04	182.04	0.16	0.17

7	176.13	187.06	0.16	0.175
8	175.18	184.04	0.16	0.17
9	178.10	182.02	0.16	0.17
10	177.07	183.06	0.16	0.17
11	178.04	183.09	0.16	0.17
Promedio	177.28	183.55	0.163	0.169
Desviación estándar	1.96	1.51	0.001	0.001

Tabla G.2: Resultados tamaño de pixel alta resolución espacial

Apéndice H

Resultados resolución espacial

Prueba	FWHM vertical	FWHM horizontal
1	6.27	6.29
2	6.14	6.22
3	6.27	6.28
4	6.28	6.35
5	6.26	5.96
6	6.24	6.09
7	6.23	6.10
8	6.23	6.19
9	6.24	6.06
10	6.28	6.03
11	6.27	5.99
12	6.25	5.94
13	6.25	6.14
14	6.23	6.18
15	6.22	6.09
Promedio	6.24	6.12
Desviación estándar	0.03	0.12

Tabla H.1: Resultados baja resolución espacial

Prueba	FWHM vertical	FWHM horizontal
1	4.39	4.34

2	4.42	4.32
3	4.39	4.43
4	4.44	4.28
5	4.37	4.29
6	4.43	4.36
7	4.42	4.38
8	4.41	4.27
9	4.43	4.32
10	4.41	4.19
11	4.39	4.41
12	4.42	4.30
13	4.40	4.33
14	4.46	4.38
15	4.37	4.34
Promedio	4.41	4.33
Desviación estándar	0.025	0.06

Tabla H.2: Resultados alta resolución espacial

Prueba	FWHM baja	MTF baja	FWHM alta	MTF alta
1	5.52	1.43	4.56	1.73
2	5.51	1.46	4.34	1.82
3	5.67	1.40	4.58	1.74
4	5.88	1.38	4.47	1.77
5	5.79	1.38	4.44	1.77
6	5.68	1.40	4.59	1.71
7	5.73	1.38	4.62	1.74
8	5.58	1.43	4.53	1.71
9	5.53	1.46	4.48	1.77
10	5.71	1.40	4.57	1.74
11	5.58	1.38	4.65	1.71
12	5.87	1.38	4.64	1.68
13	5.70	1.38	4.6	1.71
14	6.15	1.29	4.49	1.74
15	5.68	1.40	4.47	1.77
16	5.72	1.40	4.63	1.68

Promedio	5.70	1.39	4.54	1.73
Desviación estándar	0.16	0.039	0.086	0.037

Tabla H.3: Resultados resolución espacial y MTF