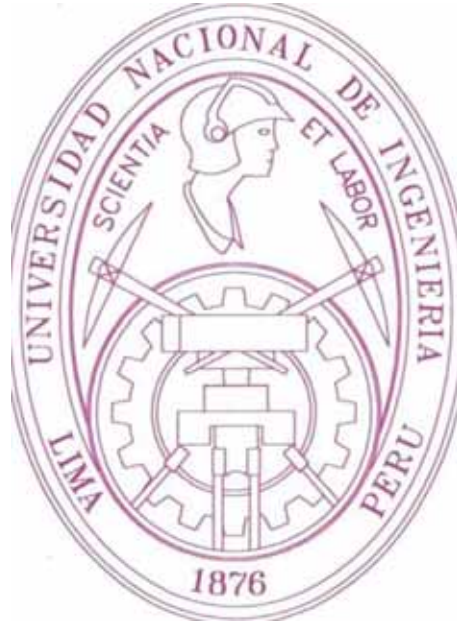


UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA

FACULTAD DE CIENCIAS

SECCION DE POST-GRADO Y 2DA ESPECIALIZACIÓN PROFESIONAL



**Tesis para optar el grado de Maestría en Ciencias, Mención Física
Médica**

TITULADA:

**CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS SPECT MEDIANTE EL
TRATAMIENTO COMPUTACIONAL DE IMÁGENES**

PRESENTADA POR:

MARIA SOCORRO VELÁSQUEZ CAMPOS

LIMA - PERÚ

2002

CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS SPECT MEDIANTE EL TRATAMIENTO COMPUTACIONAL DE IMÁGENES

INDICE

Introducción

	Pags.
Capítulo 1: Planteamiento y formulación del Control de Calidad de los equipos SPECT	
1.1 Selección y Adquisición del equipo	2
1.2 Infraestructura del ambiente	3
1.3 Pruebas de aceptación y de referencia	4
1.4 Pruebas rutinarias	5
1.5 Mantenimiento Preventivo y correctivo	6
1.6 Registros de las pruebas realizadas	6
1.7 Organización e importancia de un Control de Calidad.	
Capítulo 2: Descripción del detector de centelleo y del equipo cámara gamma	
2.1 Antecedentes	8
2.2 Como trabaja una cámara gamma	11
2.3 Aspectos básicos de una cámara gamma	11
Capítulo 3: Equipos SPECT	
3.1 Antecedentes	18
3.2 Parámetros de adquisición	24
1. Órbita y rotación	27
2. Selección del colimador	27
3. Adquisición de las proyecciones	27
4. Tiempo total de adquisición	32
3.3 Descripción física del proceso de reconstrucción de imágenes	
1. Evaluación de la calidad de adquisición	33
2. Corrección de las proyecciones crudas	36
3. Utilización de prefiltros	38

4. Método de reconstrucción de las imágenes	39
5. Filtrado de cortes transversales	48
6. Corrección por atenuación	55
7. Generación de los cortes 3D	61

Capítulo 4: Obtención de los resultados de Control de Calidad y validación de equipos SPECT en diferentes centros de Medicina Nuclear de Lima – Perú

4.1 Fundamento de los esquemas para verificar la operación	68
4.2 Características de operación	70
4.3 Consideraciones sobre las operaciones	78
4.4 Pruebas planares de aceptación y de referencia que se realizaron en los centros de Medicina Nuclear.	86
4.4.1 Inspección física y mecánica	87
4.4.2 Medidas intrínsecas	93
4.4.3 Mediciones extrínsecas	109
4.4.4 Medidas tomográficas	123
4.5 Evaluación de los equipos SPECT	149
4.6 Limitaciones del hardware y software de los equipos SPECT	152

Capítulo 5: Tratamiento computacional de imágenes digitales adquiridas por SPECT y equipos cámara gamma con MATLAB

5.1 Técnicas de tratamiento computacional	154
5.1.1 Compresión de imagen (DCT)	154
5.1.2 Ajuste de intensidades y ecualización de niveles de grises de la imagen en el histograma	158
5.1.3 Procesamiento de técnicas binarias ..	163
5.1.4 Operaciones geométricas	167
5.1.5 Diseño y utilización de filtros	

bidimensionales	171
5.1.6	Proceso de segmentación de imagen ..	185
5.1.7	Segmentación de imágenes (ROI)	189
5.1.8	Restauración de imágenes (eliminación de ruido) 192
Conclusiones	199
Bibliografía		201

INTRODUCCIÓN

Un buen servicio con Garantía y Seguridad en Medicina Nuclear requiere directamente el Control de Calidad de los equipos que se utilizan. Para lograr patrones satisfactorios de eficiencia y confiabilidad en un diagnóstico médico, hay que ejecutar un apropiado protocolo clínico y asegurarse de que los equipos médicos cumplan con las especificaciones técnicas de un Control de Calidad estricto. La presente tesis se centra en el Control de Calidad de los equipos SPECT (Single Photon Emisión Computer Tomographic), herramienta necesaria para la adquisición de imágenes Tomográficas clínicas.

Un buen Control de Calidad en equipos de este tipo, permite obtener imágenes de calidad, es decir libres de errores y artefactos (ruidos, movimiento, atenuación, etc). El presente trabajo se encamina hacia ese objetivo.

Internacionalmente existen normas estandarizadas que emanan de prestigiosas asociaciones conformadas por académicos y fabricantes, que evalúan de forma cualitativa y cuantitativa equipos SPECT. Ello mediante un rango de calificación que permite el funcionamiento óptimo del equipo.

En consecuencia, la garantía de calidad en Medicina Nuclear en su práctica clínica, debe cubrir los siguientes aspectos:

- Recepción de las solicitudes de estudio, preparación, distribución y administración de los trazadores radiactivos; protección de los pacientes, del personal y del público en general de los riesgos que implican las radiaciones nucleares y los accidentes que pueden ocasionar los instrumentos defectuosos. Asimismo, la programación de los pacientes y de los estudios, instalación, empleo y mantenimiento de los instrumentos electrónicos. También la elaboración del protocolo clínico; análisis e interpretación de los datos que éstos aportan, el informe de los resultados y finalmente su archivamiento.

OBJETIVOS

QUE LOS RESULTADOS SEAN MUY CERCANOS AL IDEAL LIBRE DE ERRORES Y ARTEFACTOS

El trabajo de Control de Calidad permitirá trabajar con eficiencia a la persona que brinda el servicio y seguridad y tranquilidad a la que lo recibe. Sin embargo, la necesidad que tiene un equipo de Medicina Nuclear de pasar por un estricto Control de Calidad, depende de varios parámetros (variables) que son:

Calidad del equipo
Calidad del protocolo de estudio
Calidad profesional

Se ha trabajado en diez lugares donde existen equipos SPECT, durante dos periodos de tiempo que abarcan todo Marzo de 1996 y Octubre- Noviembre de 1998, bajo el siguiente detalle:

Marzo 1996

Equipo SPECT

- 1 ELSCINT Spx 4HR
- 2 ELSCINT Spx 4HR
- 3 G.E Starcam 3200
- 4 ELSCINT Spx 4HR
- 5 ELSCINT Spx 6HR

Octubre – Noviembre 1998

- 6 Siemens- Orbiter
- 7 G.E Millenium MPS
- 8 Siemens Ecam (2C)
- 9 PICKER Prism 2000 XP 2c
- 10 G.E Millenium MPR

Clinicas

C. Ricardo Palma (1.)
C. Americana
C. San Pablo
C. San Borja
C. Ricardo Palma (2)
C. IsoGamma

Hospitales

H. Almenara (2)
H. Militar
H. Fap

RESUMEN

El objetivo del presente trabajo de tesis es conocer el estado de funcionamiento de los diferentes equipos SPECT (Tomografía por Emisión de Fotón único) que existen en los departamentos de Medicina Nuclear de Lima, mediante la realización de pruebas de Control de Calidad y comparaciones de los resultados con estándares internacionales.

En Medicina Nuclear el diagnóstico se basa en la observación e interpretación de las imágenes obtenidas de los diferentes órganos del cuerpo humano, utilizando radiofármacos y equipos planares y/o tomográficos. Tales imágenes se correlacionan con los datos clínicos y las alteraciones que pueden reflejarse en una mayor o menor captación del

fármaco utilizado en cada caso. Las computadoras sirven en estos equipos para la recopilación y procesamiento de los datos, así como su cuantificación en las diferentes fases del estudio.

La calidad de la imagen del equipo SPECT dependerá del modo de adquisición de la imagen, tipo de órbita, el algoritmo de reconstrucción, el filtrado y otros parámetros. El uso inadecuado de un solo parámetro puede afectar la calidad de la imagen. En cambio, el uso de los parámetros adecuados permite una correcta interpretación de la imagen. El funcionamiento óptimo del equipo y la aplicación sistemática de las pruebas de control de calidad (Uniformidad, Centro de rotación, etc), la preparación adecuada de la cámara y del paciente (Nivel de la cámara, atenuación externa, movimiento del paciente) antes y después de la adquisición, así como el procesado correcto y una adecuada presentación de las imágenes, permiten a los médicos obtener una información certera.

Los conceptos de Control de Calidad abarcan múltiples tópicos que deben ser del conocimiento tanto del personal que opera los equipos como de los médicos que interpretan las imágenes, además de los físicos e ingenieros encargados del mantenimiento preventivo y reparativo.

Las pruebas de Control de Calidad brindan un marco de referencia para conocer el adecuado funcionamiento de un determinado equipo SPECT, descartando los estudios que puedan ocasionar errores en el diagnóstico. Se discuten en la tesis los resultados de dichas pruebas realizadas en equipos de los Servicios de Medicina Nuclear existentes en varios hospitales y clínicas de Lima Metropolitana, además de enumerarse recomendaciones para los usuarios de dichos equipos. Cada prueba tuvo una evaluación matemática y estadística, en comparación con los estándares internacionales y del fabricante.

CAPITULO I

PLANTEAMIENTO Y FORMULACIÓN DEL CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS SPECT

Un principio fundamental del Control de Calidad de equipos SPECT, es llevar a cabo, labores de control por parte del personal.

El Control de Calidad de un equipo SPECT se inicia desde el momento de su selección y adquisición. Dentro de las normas de Control de Calidad también es importante la elección del lugar apropiado para instalar el instrumento, puesto que éste puede influir en su operación futura.

Una vez que el equipo ha sido recibido y se encuentra instalado en el lugar apropiado, es preciso someterlo a una serie de pruebas de aceptación; estas son diseñadas para comprobar si su operación inicial se ajusta a las especificaciones del fabricante. Las pruebas de referencia proveen datos para tasar su operación. En las pruebas de rutina que serán efectuadas en períodos semanales, mensuales, trimestrales y anuales, según el tipo de la prueba. Finalmente, es necesario verificar las operaciones del instrumento antes del inicio de su labor diaria. El registro de los resultados de estas pruebas deben conservarse para poder detectar las deficiencias cuando se presenten. De esa forma se podrá indicar la acción correctiva apropiada.

1.1 Selección y adquisición

La selección de un instrumento en particular de entre las diversas opciones de fabricantes y modelos, se hace en base a las especificaciones técnicas que permitan juzgar su conveniencia en la ejecución de los procedimientos específicos que se llevarán a cabo con él. También se deben considerar la sencillez, credibilidad y seguridad de sus operaciones; su compatibilidad con otros instrumentos, los medios y el personal disponible para su mantenimiento, así como el aprovisionamiento de repuestos. Con frecuencia se necesita una asesoría técnica al respecto. Es importante la experiencia de otros departamentos de medicina nuclear de la misma región geográfica o de un área comparable.

En las negociaciones se debe solicitar al fabricante todas las especificaciones

técnicas, tanto del hardware como del software. En lo referente al hardware se debe chequear de que valor es la uniformidad Integral, uniformidad diferencial, resolución espacial, resolución intrínseca, centro de rotación, movimiento radial o en torno del cuerpo, etc. Con respecto a la computadora, se debe verificar la velocidad, memoria de almacenamiento y de procesamiento, disponibilidad de periféricos e insumos. Con respecto al software, si es amigable y cada cuanto tiempo se actualiza.

Las especificaciones deben cubrir todos los componentes del instrumento y todas sus opciones, así como los requerimientos de energía eléctrica y limitaciones de su operación como puede ser la temperatura, humedad, disponibilidad de artículos de consumo (como películas fotográficas y disketts, u otros dispositivos de almacenamiento) y el cumplimiento de los patrones locales e internacionales, además de las cotizaciones que deben indicar precios y condiciones de pago, fecha, mecanismo y costo de la entrega, naturaleza y duración de la garantía así como costo y condiciones específicas del contrato de mantenimiento.

Es importante conocer las disposiciones del fabricante para la instalación del equipo, la lista de accesorios, piezas de repuesto, manuales, material de prueba y artículos de consumo. También el programa de entrenamiento para las distintas categorías del personal y sitio donde se llevará a cabo. No se debe dejar de revisar el instrumental y personal disponible para el mantenimiento y provisión de piezas de repuesto.

Las cotizaciones deben indicar las especificaciones del comprador para las pruebas de aceptación del instrumento, las características mínimas de operación que sean aceptables y las acciones que se tomarán en el caso de que éstas no se cumplan. Todo estos puntos deben considerarse al adquirir el equipo.

Después de una evaluación minuciosa se elegirá el equipo de mejores características y de buen servicio de mantenimiento. Esto involucra el aprovisionamiento de piezas por el tiempo de vida del equipo. Es importante que los manuales de operación y de servicio actualizados acompañen a cada instrumento, al igual que las fuentes radiactivas, los fantomas o simuladores y otros implementos necesarios para el control de calidad. También se debe

acompañen a cada instrumento, al igual que con las fuentes radiactivas, los fantomas o simuladores y otros implementos necesarios para el control de calidad. También se debe anticipar la adquisición de las herramientas especiales y de otros artículos necesarios para su mantenimiento.

1.2 Infraestructura del ambiente

El lugar elegido para colocar un instrumento está determinado en gran parte por el empleo que se le piensa dar dentro del contexto del patrón de trabajo que se realiza en el departamento de Medicina Nuclear. También se debe considerar el espacio disponible, las fuentes de energía eléctrica y los factores ambientales, tales como temperatura, humedad, contaminación y niveles de la radiactividad de fondo. Es importante también considerar las necesidades de las prácticas clínicas, las pruebas para el Control de Calidad y de las maniobras para su mantenimiento.

Las fallas frecuentes se dan por:

Fuente de energía eléctrica inadecuada, debido a las fluctuaciones de voltaje, las sobrecargas y el ruido eléctrico transitorio que provoca el equipo vecino. En estos casos es mejor contar con una línea dedicada a los instrumentos electrónicos que sea estabilizada con una línea de tierra apropiada. Es necesario conectar relevadores y varistores para proteger al instrumento de las consecuencias de una falla eléctrica total. Estos dispositivos desconectan al instrumento de la línea eléctrica tan pronto ocurre una falla eléctrica, y lo mantienen desconectado unos minutos después de la restauración de la corriente. Esto protege al equipo de las sobrecargas que acompañan a las fallas eléctricas y a la restauración de la energía. Para aquellos instrumentos que requieren de una restauración controlada del alto voltaje, se deben instalar relevadores que únicamente se puedan reconectar manualmente. Es necesario utilizar reguladores de voltaje capaces de suprimir las fluctuaciones y sobrecargas, y filtrar el "ruido", para proveer una protección adicional contra una línea eléctrica de poca calidad.

Las temperaturas elevadas, la humedad y la contaminación del aire, sobre todo en los climas tropicales y subtropicales, causan daños graves a los instrumentos electrónicos. Los cambios rápidos de la temperatura, causados por la exposición directa a la luz solar o a una corriente de aire frío proveniente

deshumedecedores, deben utilizarse en forma continua durante el día y la noche para proteger en forma constante al instrumento.

Los niveles de fondo de la radiactividad en el departamento de Medicina Nuclear dependen de la localización relativa del “cuarto caliente” y del almacén de desechos de las sustancias radiactivas, así como del tránsito de éstas y de los pacientes a los que se les ha administrado algún trazador radiactivo. También pueden contribuir otras fuentes de radiación, como los aparatos de rayos X, los aceleradores lineales y las bombas de cobalto. Estas influencias son importantes en el momento de la instalación de los calibradores de dosis y de los sistemas de conteo para la medición en vitro de las radiaciones gamma. También es importante considerarlas en la instalación y orientación de los sistemas de conteo para la medición en vivo de las radiaciones gamma y de los sistemas para obtener imágenes clínicas.

1.3 Pruebas de aceptación y de referencia

La aceptación de un instrumento no se limita a su recepción e instalación, sino al logro de su óptima operación. Para ello, es necesario realizar verificaciones cuidadosas, para asegurar que la calidad de la operación del instrumento corresponda con las especificaciones técnicas y de operación establecidas por el fabricante.

Estas pruebas deben efectuarse inmediatamente después de la instalación del instrumento por el ingeniero o físico médico, en presencia del proveedor para verificar su buen funcionamiento. Ningún instrumento nuevo debe trabajar si no se ha demostrado, por medio de las pruebas de aceptación su funcionamiento óptimo. Un equipo que no funciona correctamente cuando se instala, corre el riesgo de no funcionar jamás.

Las pruebas de aceptación son de interés para el personal de mantenimiento, el representante del fabricante y de los que adquieren el equipo directamente. Es importante que durante las negociaciones de compra se establezca un acuerdo de cómo se efectuarán estas verificaciones y las características de operación mínimas aceptables. Las pruebas deben ser estrictas y acordes con protocolos bien definidos. Si se necesita equipo especial, se deben hacer los arreglos para su provisión. En muchos países se paraliza el pago del equipo

hasta que las pruebas de aceptación terminen y ofrezcan resultados satisfactorios.

Estas pruebas nos servirán como señales de referencia, y sus resultados servirán para tasar la calidad de operación subsecuente mediante las verificaciones rutinarias. Las pruebas de aceptación y de referencia son detalladas en el capítulo IV.

1.4 Pruebas rutinarias

Son aquellas que se deben efectuar regularmente en un instrumento para asegurar su funcionamiento óptimo y determinar la velocidad y el grado de deterioro funcional en relación con el tiempo. Estas pruebas se pueden clasificar en dos categorías:

- Pruebas que se realizan en períodos semanales, mensuales, trimestrales, semestrales o anuales.
- Verificaciones operativas o diarias.

Para hacer comparables los resultados de las pruebas es importante que se realicen en forma idéntica. Siguiendo unos protocolos definidos, deben especificarse los límites aceptables para los resultados, así como las acciones que se deben seguir en caso que estos límites se excedan.

Las pruebas deben ser simples y rápidas para que puedan realizarse con la frecuencia debida. Detalles de estas pruebas en el capítulo IV.

1.5 Mantenimiento preventivo y correctivo

El mantenimiento preventivo intenta preservar al instrumento en sus mejores condiciones de operación, pero no garantiza la persistencia de estas condiciones ni su empleo correcto para un procedimiento en particular. La confianza en estos aspectos la adquiere el usuario a través del Control de Calidad, porque puede descubrir por estas pruebas la existencia de una falla instrumental. Por este motivo debe existir un canal viable de comunicación entre las personas encargadas del control de calidad y el personal de mantenimiento.

El mantenimiento preventivo regular es vital para que cualquier instrumento logre una operación satisfactoria en forma continua. El aseo simple es necesario para mantenerlo externamente limpio e internamente libre de polvo.

Las partes móviles deben lubricarse y los componentes percederos deben reemplazarse regularmente. Las comprobaciones sistemáticas de la parte mecánica y eléctrica son muy importantes para la seguridad del paciente y del personal.

Algunas de las pruebas que se utilizan para el Control de Calidad se pueden repetir durante el proceso de mantenimiento preventivo o después de efectuar maniobras de mantenimiento correctivo para la superación de una falla. Es importante que estas verificaciones se lleven a cabo de acuerdo con los mismos protocolos y que sus resultados se comparen siempre con los datos de referencia.

1.6 Registro de las pruebas realizadas

La conservación de registros de las pruebas de Control de Calidad son de mucha importancia para el seguimiento del equipo. La primera parte de este registro debe indicar las pruebas de aceptación, referencia y rutina que se efectúan para el Control de Calidad. La segunda parte del registro y el informe de mantenimiento preventivo que se haya efectuado, debe señalar las fallas del instrumento y su reparación, detallando las características de este trabajo. Además es útil reunir y mantener un manual completo y actualizado sobre los procedimientos, que incluya los protocolos detallados de todas las pruebas clínicas.

Es esencial que todo el personal involucrado aprecie la importancia de este archivo de datos. Las hojas de registro se deben planear apropiadamente para que sean entendibles y puedan completarse fácilmente. Cuando sea necesario, deben incluir notas aclaratorias. En ellas únicamente se deben registrar los datos y los resultados esenciales. Todos estos registros deben ir acompañados de placas ordenadas cronológicamente.

1.7 Organización e importancia de un Control de Calidad

Para el éxito del Control de Calidad, es importante que el jefe del departamento de Medicina Nuclear reconozca su utilidad. También se requiere del apoyo de las autoridades administrativas para asegurar los medios que ayuden a llevarlo a cabo. Además, es importante que las personas que efectúen las pruebas en un instrumento en particular, estén familiarizados con su manejo.

Si los resultados de una prueba en particular no se encuentran dentro de los límites establecidos para su aceptación, es necesario decidir si el instrumento se retira o no del uso operacional hasta que se ejerza la acción correctiva.

Un esquema de Control de Calidad es tan importante que, en algunos países, se obliga a la presentación de un programa amplio de Garantía de Calidad que incluya pruebas de Control de Calidad de los instrumentos como pre-requisito para la aprobación del local y de la instrumentación de Medicina Nuclear y la obtención de la licencia para la institución.

Cada departamento de Medicina Nuclear debe modificar los protocolos para adecuarlos a su equipamiento específico.

II. DESCRIPCION DEL DETECTOR DE CENTELLEO Y DEL EQUIPO CÁMARA GAMMA

2.1 Antecedentes

Un equipo SPECT es una cámara de centelleo que logra imágenes por la distribución espacial de un radionúclido. Cuenta con un detector de radiaciones formado por un cristal de yoduro de sodio activado con talio (NaI(Tl)) de gran diámetro, acoplado a un conglomerado de varios tubos fotomultiplicadores. El diseño de las cámaras de centelleo varía considerablemente, pero para ilustrar sus principios básicos describiremos el tipo más común: Anger. La Fig. 2-1 muestra un corte a través de la cabeza detectora de una cámara de centelleo del tipo Anger y de sus unidades electrónicas. Los fotones gamma que emiten los radionúclidos presentes en el paciente, alcanzan al cristal después de pasar por las perforaciones de un colimador de plomo que define la dirección de los fotones que se aceptan. Los colimadores pueden tener sus agujeros paralelos (fig. 2-1), divergentes, convergentes, inclinados o incluso tener un solo agujero ("pin-hole").

Los tubos fotomultiplicadores se encuentran acoplados a la superficie posterior del cristal, directamente o a través de una guía de luz, y reciben el voltaje de una fuente de poder común. En cada tubo fotomultiplicador se puede efectuar ajustes ligeros del voltaje o de la ganancia. Una interacción fotónica en una localización espacial particular del cristal, definida por un sistema de coordenadas X-Y (fig. 2-2) que produce en ese lugar un centelleo que se esparce por el cristal. La fracción de esa luz que llega al fotocátodo de cada fotomultiplicador, varía inversamente con la distancia que separa al fotomultiplicador del punto de la interacción fotónica. La distribución de las amplitudes de los pulsos provenientes de todos los fotomultiplicadores en una sola interacción fotónica, contiene la información relativa a la posición geométrica de la interacción. Los pulsos son procesados por la cámara de centelleo para provocar un destello en la pantalla de un tubo de rayos catódicos, en la misma posición de un sistema de coordenadas X – Y donde se verificó la interacción original en el cristal. El tubo de rayos catódicos produce el destello únicamente cuando la energía de la interacción fotónica

original corresponde con una gamma preestablecida de energías, misma que se puede seleccionar de acuerdo con la energía de los fotones gamma que emite el radionúclido que se utiliza. La energía de la interacción es definida por la amplitud de un pulso Z que se obtiene mediante la suma de las salidas de todos los fotomultiplicadores.

Para lograr electrónicamente estos procesos, los pulsos provenientes de todos los fotomultiplicadores son sometidos a una etapa de preamplificación y enviados a los circuitos electrónicos para la aritmética de los pulsos X, Y, Z. Los circuitos X e Y miden las amplitudes de los pulsos, en proporción con la posición X e Y del fotomultiplicador que los origina en el sistema de coordenadas. De esta manera se crean dos señales analógicas, X e Y, cuyas amplitudes son proporcionales a las coordenadas espaciales del centelleo original. El circuito Z, suma todos los pulsos y provee una señal Z, que es proporcional a toda la energía depositada en el cristal por la interacción fotónica. Como la intensidad de los centelleos y la señal a la salida de los fotomultiplicadores aumenta con la energía de los fotones, las señales X e Y deben normalizarse para que la información posicional no sea dependiente de la energía fotónica. Esto se logra en el circuito de corrección de la energía, mediante la división de las señales X e Y con la señal Z. Esta, también es enviada al analizador de altura de pulsos (Pulse Height Analyzer, "PHA"). Si coincide con la ventana ajustada en el PHA para el radionúclido que se utiliza, el PHA permite a las señales X/Z e Y/Z registrar el evento. Esto se logra usualmente en un osciloscopio de rayos catódicos, donde el trayecto del rayo catódico hacia la pantalla se encuentra normalmente bloqueado por una rejilla cargada negativamente. Cuando la amplitud de la señal Z coincide con la ventana preestablecida en el PHA, se genera una señal que cambia la carga de la rejilla hacia el signo positivo y ésta deja pasar al rayo catódico hacia la pantalla del osciloscopio. Simultáneamente, las señales X/Z e Y/Z se utilizan para desviar el rayo electrónico para que la posición del destello en la pantalla del osciloscopio coincida con la posición del centelleo original en el cristal. Si se utiliza un osciloscopio de persistencia variable, los destellos pueden permanecer visibles durante un tiempo suficientemente largo para integrar una imagen en el fósforo persistente de

la pantalla. Si se emplea un osciloscopio común o un dispositivo para formar imágenes similar, el registro permanente de la imagen se puede lograr mediante la acumulación de los destellos en una película fotosensible durante un tiempo preestablecido, o hasta llegar a un conteo predefinido. Las señales X/Z e Y/Z también se pueden digitalizar por medio de un convertidor analógico digital (CAD), para ser almacenados en una memoria magnética y ser procesados después mediante una computadora conectada directamente a una o más cámaras de centelleo. En este caso, la señal Z se utiliza para iniciar la digitalización de la posición de los pulsos.

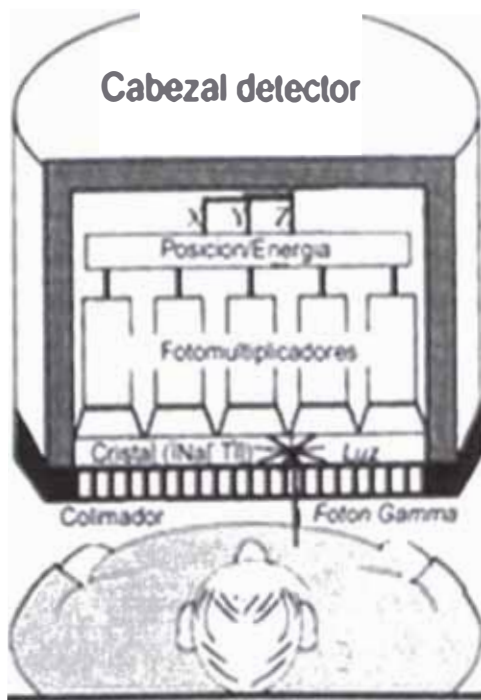


Fig. 2.1 Cabeza detectora de una cámara de centelleo de tipo Anger.

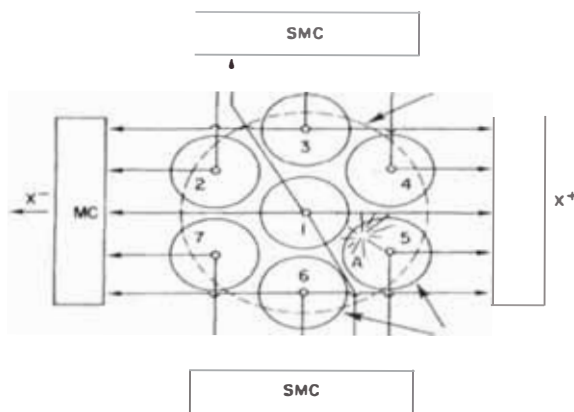


Fig. 2.2 Sistema de coordenadas X e Y

2.2 Como trabaja una Cámara Gamma

Los rayos gamma pasan a través del colimador y son convertidos en un haz de luz por el cristal de NaI (yoduro de sodio), que luego es convertido en señal eléctrica por un arreglo de tubos fotomultiplicadores.

Las señales son escogidas por el circuito de energía y de posición, es decir 3 señales X,Y,Z., donde las coordenadas de posición X e Y de los rayos gamma interactúan en el cristal. La señal de energía Z es proporcional a la energía de los rayos gamma incidentes. El analizador de altura de pulso (PHA) selecciona la señal Z en un rango particular y genera una señal para el TRC (tubo de rayos catódicos =visualizador de imagen). El haz de electrones es deflectado en el TRC por la posición de la señal X,Y.

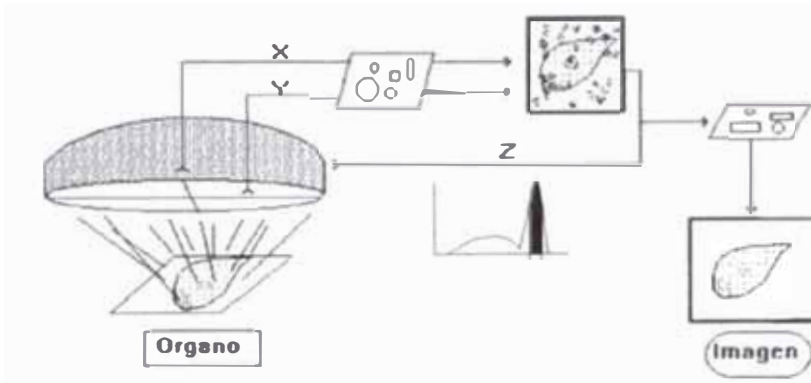


Fig.2.3
Diagrama de
señales X,Y,Z.

2.3 Aspectos básicos de una cámara gamma

2.3.1 Componentes de la Cámara Gamma

Cristal de centelleo (NaI)

Tubos fotomultiplicadores

Preamplificadores

Colimador

2.3.2 Procesamiento electrónico

Circuito de localización

Analizador de altura de pulsos (PHA)

Sistema de visualización de imagen

Cristal de Centelleo (NaI)

El cristal de NaI tiene la propiedad de convertir los fotones de rayos gamma en luz y es usado porque tiene las siguientes características:

- Un alto número atómico ($Z = 53$).
- Es suficientemente denso y además tiene buen stopping power para los rayos gamma usados en medicina nuclear
- El número de fotones de luz es directamente proporcional a la energía de los rayos gamma incidentes.
- Es hidroscópico (es afectado por el agua). Por lo que debe estar protegido contra la humedad, y sellado en chasis de aluminio.
- Es muy frágil, especialmente cuando el colimador es quitado.
- Debe ser mantenido a una temperatura constante que no debe cambiar más de 3 grados centígrados por hora.

El tamaño del cristal y grosor varía de la siguiente manera:

Tamaño circular	diámetro de 200 a 500 mm
Tamaño rectangular	350 * 180mm hasta 600 * 470mm.
Grosor	6.3 a 12.7mm (1/4 a 1/2 pulgada)
Grosor estándar	9 mm (3/8 pulgada)
Para 511 Kev	16 a 19mm (5/8 a 3/4 pulgada)

El cristal de NaI provee buena resolución pero su sensibilidad es baja para energías altas como ^{131}I o ^{67}Ga , donde el efecto fotoeléctrico es menos predominante.

Características del Cristal con la Energía

El efecto fotoeléctrico decrementa con el aumento de energía (fig. 2.4a,2.4b)

El efecto fotoeléctrico se incrementa con Z (Z^3/E^3).

El scatter compton se incrementa con Z .

Radionúclido	Energía principal γ (Kev)	Fracción absorbida		
		13 mm	9.5 mm	6.3 mm
^{201}Tl	70-80	1.00	1.00	1.00
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	140	0.92	0.85	0.72
^{111}In	173	0.73	0.62	0.48
	247	0.40	0.32	0.22
^{131}I	364	0.15	0.12	0.08

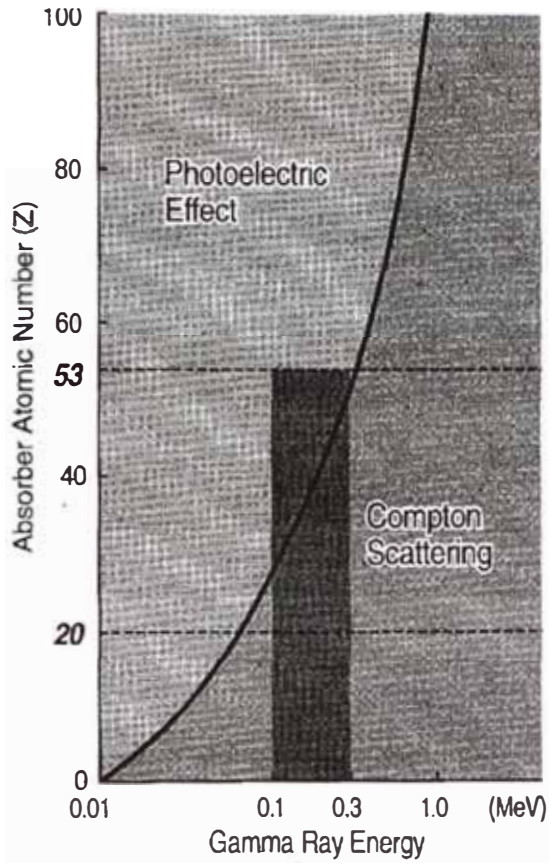


Fig. 2.4a Efectos de la energía versus la absorción y el scatter

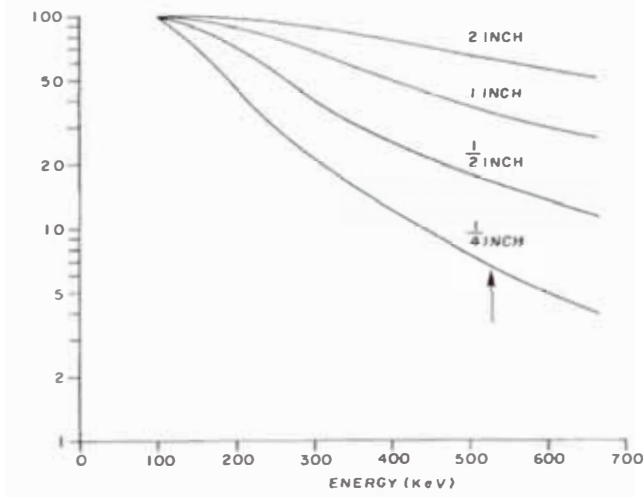


Fig. 2.4b Eficiencia del detector versus la energía de los rayos gamma

Arreglo de los tubos fotomultiplicadores

La salida de un tubo fotomultiplicador es proporcional a la distancia de la interacción de los rayos gamma. El factor de peso es asignado a cada tubo de acuerdo a su posición en el cristal.

En la salida del tubo la suma de peso es igual a la posición de centelleo.
 La salida total de los fotomultiplicadores es proporcional a la luz producida en el cristal y de la energía de los rayos gamma.

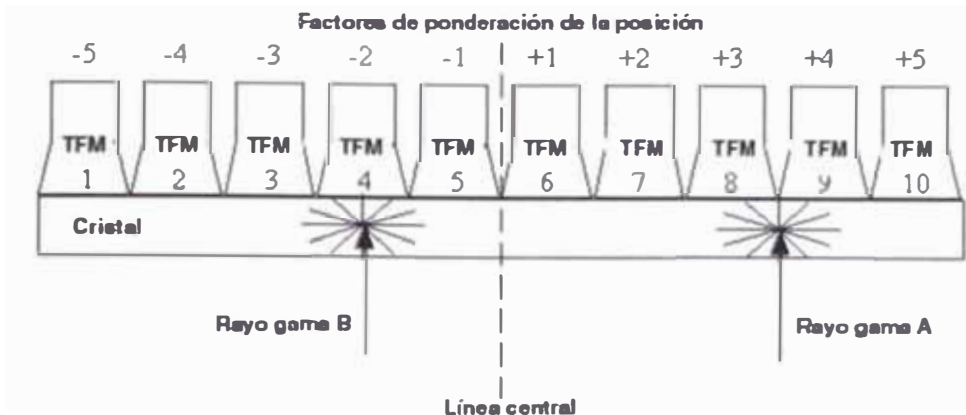


Fig 2.5 Peso asignado a cada fototubo

Los tubos fotomultiplicadores varían en tamaño, número y forma de acuerdo al fabricante. Hay detectores de 37, 55, 61, 75 y 91 tubos y son de forma hexagonal, cuadrado o redondo en estos últimos el diámetro es de 2 ó 3 pulgadas.

El umbral de Amplificación es sólo para señales que están por encima de un cierto nivel de señal. Varía de acuerdo a cada fabricante.

El analizador de altura de pulsos analiza la amplitud de la señal de energía y rechaza la energía fuera de la ventana (límites puestos por cada fabricante). Esta ventana es usada para quitar los rayos gamma scatter de energía reducida proveniente de la imagen. La resolución de energía del detector determina cuanto de ancho puede ser la ventana. Si la ventana es demasiado angosta producirá que los rayos gamma, no scatter, sean rechazados disminuyendo la tasa de cuentas. Otra consecuencia es que a la variación de luz entre los fotomultiplicadores pueden producir imágenes no uniformes (especialmente en cámara viejas).

La mayoría de cámaras usan ventanas de 15 a 20% para ^{99m}Tc , las nuevas cámaras pueden usar ventanas asimétricas (ejemplo +5%) para reducir el scatter compton con pequeñas pérdidas en la tasa de cuentas. Se usan las ventanas múltiples para ^{67}Ga , ^{201}Tl y para estudios de dos radionúclidos (ejemplo ^{99m}Tc y ^{201}Tl).

Colimadores

El colimador es una guía direccional, el tamaño y longitud de los agujeros del colimador determina que tipos de rayos gamma alcanzarán al detector fig. 2.6.

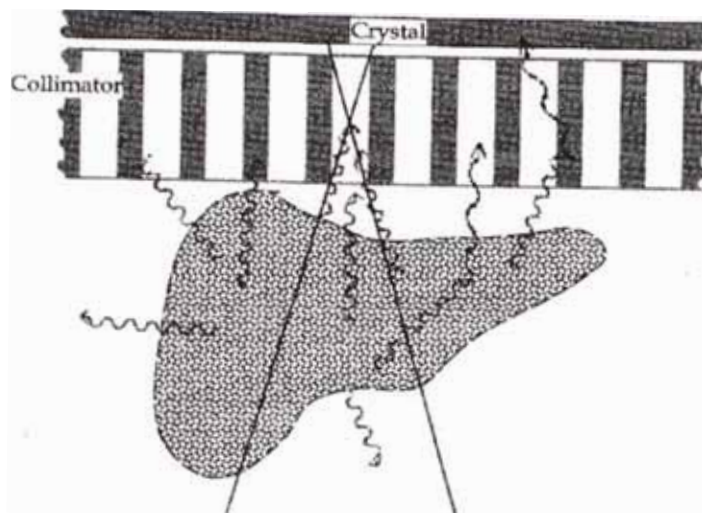


Fig. 2.6
Fotones que
llegan al
detector

Es un dispositivo diseñado para discriminar aquellos fotones que no provienen perpendicularmente desde la fuente al detector siguiendo la calidad de los agujeros del dispositivo.

Los colimadores están compuestos por plomo (material absorbente) que delimita agujeros, por donde pasan los fotones desde la fuente.

De acuerdo a la fabricación de los mismos, se les puede clasificar en:

- a) colimadores de fundición
- b) Colimadores de laminillas

Los colimadores actualmente utilizados son los "Cast" o de fundición, porque son más fuertes, duran más por poseer un estado sólido. Y los golpes tangenciales no afectan su estructura. En cambio, los colimadores "Foil", si reciben un golpe tangencial (de costado) puede desarreglar el laminado y producir defectos en la estructura y geometría del detector.

Selección del colimador

La selección del colimador está acotada en primer orden por la energía del radionucleido. En segunda medida de la resolución y sensibilidad que se desea obtener en la imagen a adquirir.

Como regla general, la resolución y la sensibilidad de un colimador poseen una relación inversamente proporcional.

Clasificación

Según la Energía: (lo determina la longitud de las septas)

De Alta energía > 300 keV..... ¹³¹I (365 KeV)

De Mediana Energía .. 160-300 keV... ⁶⁷Ga (300, 185 y 93 KeV)

De Baja Energía < 160 keV..... ^{99m}Tc (140 KeV), ²⁰¹Tl (70 80 KeV)

En general, los colimadores de alta y mediana energía son de Todo propósito.

Esto se debe a que la dosis administrada a los pacientes en estos casos es baja, y de esta forma se aumenta la sensibilidad del sistema (colimador-cámara-software) con una degradación mínima en la resolución espacial.

Bajas energías, Alta sensibilidad (AS / HS): Son colimadores con pocas septas y cortas (CV amplio). Esto les permite captar mayor cantidad de información a expensas de una peor resolución.

*CV = Campo de visión: Se denomina así al ángulo sólido del agujero. El tamaño de ese ángulo determina la resolución del colimador , entonces >

CV; < Resolución

Bajas energías, todo propósito (TP / LEAP, GAP): Es un colimador que tiene una relación de compromiso entre sensibilidad y resolución. Es uno de los más utilizados. Se usa generalmente para estudios dinámicos y de baja resolución.

Bajas energía, alta resolución (AR / HR): Estos tienen más septas, o son más largas (El CV es más pequeño) De esta manera, precisan la ubicación del evento radioactivo. Así la imagen posee mayor definición (mayor resolución), y para esto descarta gran cantidad de eventos, aumentando el tiempo de adquisición (menor sensibilidad) Estos son los más utilizados para estudios estáticos.

Bajas energías, ultra alta resolución (UAR / UHR): Aquí las septas se encuentran aún más juntas o son más largas. Suele utilizarse cuando no se dispone de un equipo tomográfico y/o de un Pinhole para resolver áreas pequeñas o estructuras muy cercanas entre sí. También son muy utilizados en SPECT.

Paralelos oblicuos: Estos tienen septas paralelas, pero anguladas. Están diseñados para un órgano específico, que no está ubicado perpendicularmente al plano de cabezal. Una de las utilidades es la de adquirir imágenes tomográficas en cabeza (SPECT). Así, la distancia Colimador- Paciente se hace menor.

Divergentes: Son utilizados generalmente en cámaras de campo chico para visualizar órganos grandes como pulmones, hígado, bazo. La desventaja de estos colimadores, es que la imagen se deforma hacia los bordes del colimador a causa de la angulación de las septas. En el centro del colimador las septas son paralelas y hay mínima distorsión.

Convergentes: son raramente utilizados los multiseptales. El más utilizado es el **Pinhole**, que funciona como las antiguas cámaras fotográficas. Este consiste en un embudo de plomo con base en el cristal y vértice opuesto, con un orificio pequeño. Se puede utilizar con cualquier radionucleido. Simplemente seleccionando el foco adecuado para esa energía.

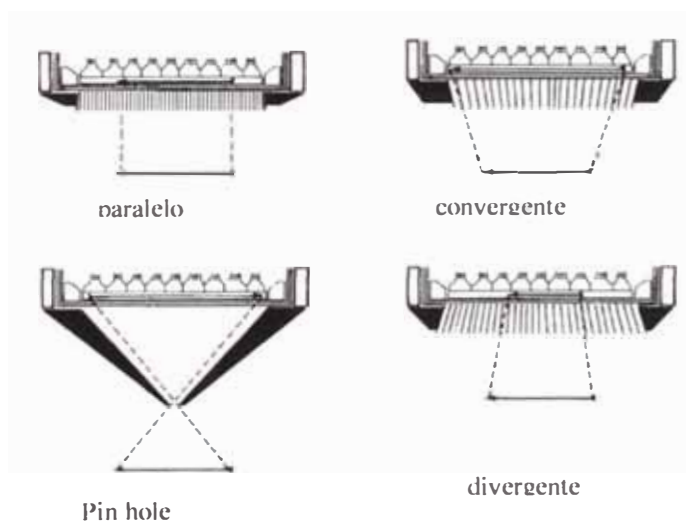


Fig. 2.7
Tipo de
Colimadores

CAPITULO III

EQUIPOS SPECT

3.1 Antecedentes

La base de tomografías computabilizadas (SPECT) de emisión de fotón simple datan desde 1917 con las publicaciones del matemático Australiano J. Radon. En esta publicación Radon estableció que puede reconstruirse objetos en tres dimensiones de todas sus proyecciones bidimensionales. En 1922 varios radiólogos trabajaron independientemente advirtiendo el movimiento de un tubo de rayos X sobre un paciente, mientras el velado del film fue movido en la dirección opuesta. Esta técnica tomográfica de rayos X fue la base de la tomografía computabilizada (CT).

El trabajo de estos radiólogos pioneros fue el principio para los investigadores en el campo de Medicina Nuclear, hasta 1961 cuando Oldendorf desarrolló un aparato de transmisión de rayos gamma de una fuente de ^{131}I .

Kuhl y Edwards (1963) entendieron que un gran logro se puede obtener por las capacidades tomográficas de un colimador focalizado, con movimientos más complejos, ellos continuaron con el desarrollo del instrumento. Hacia 1968 las computadoras estuvieron siendo usadas en emisiones tomográficas, como un componente de almacenamiento de datos y un realzador de contraste. Las imágenes fueron obtenidas por retroproyección de los datos de adquisición sobre un área común.

La convolución en el espacio real o por filtrado en el espacio de Fourier, permite recuperar matemáticamente la pérdida de contraste. La computadora se convierte en un gran componente que simplifica la retroproyección removiendo el fondo (background) por substracción.

- **¿Qué es un equipo SPECT?**

Un equipo SPECT (single photon emission computed tomography) se compone de una cámara de centelleo convencional montada sobre un armazón especial, conectada a un computador apropiado. En la Fig. 3.1 se muestra un diagrama de uno de estos sistemas y sus varios ejes, en particular, el eje de rotación. Las imágenes logradas mediante SPECT tienen un número de ventajas potenciales

con respecto a la imagen planar convencional. Sin embargo, requieren una atención especial, pues podrían producir resultados inadecuados a menos que se tenga un gran cuidado en el funcionamiento de la cámara de centelleo y de las otras partes que componen el sistema. Existen además ciertos requerimientos adicionales para los sistemas con cabeza doble (o múltiple).

El principio básico utilizado por el sistema SPECT se basa en el concepto de una cámara rotacional y requiere de la adquisición de una serie de imágenes planas, a medida que la cámara gira 180° ó 360° alrededor del paciente. Estas imágenes se utilizan para crear imágenes del corte transaxial mediante un filtrado de retroproyección de los datos dentro del plano.

Con el fin de mejorar esta imagen es necesario aplicar un filtro además de la retroproyección. Este filtro, al aplicarse a la línea de proyección en el dominio espacial, tiene un máximo central con lóbulos negativos a los lados. Esto corresponde a un filtro de rampa en el dominio de la frecuencia. Si se tuviesen datos perfectos (libres de ruido) obtenidos mediante imágenes adquiridas a través de un número infinito de proyecciones, este filtro de rampa daría una reconstrucción perfecta en el corte tomográfico. Desafortunadamente, el número de imágenes que pueden adquirirse es limitado y los datos, lejos de ser perfectos, se encuentran limitados por la estadística de Poisson. Como resultado de lo anterior, cuando se utilizan datos reales es necesario aplicar una función de ventana al filtro utilizado para modificar la retroproyección. Debe también realizarse una corrección por atenuación en la imagen reconstruida. Si esto no se realiza, los datos en el centro de un objeto, aparecerán como si se hubiesen adquirido con una sensibilidad menor en relación con la periferia. Adicionalmente, los datos no serán cuantitativamente precisos.

Se utiliza un computador digital para realizar el filtrado, la retroproyección y la corrección por atenuación de los datos de SPECT. Los datos originales se almacenan como una serie de imágenes de proyección y, dependiendo de los comandos del operador, pueden ser reconstruidos para dar uno o varios cortes transaxiales luego de un filtrado apropiado.

Una vez que los cortes transaxiales han sido creados, es posible utilizar los mismos datos para crear cortes sagitales, coronales u oblicuos a través del objeto, principalmente mediante el reordenamiento de los datos.

Debido a la interdependencia que existe entre el funcionamiento de la cámara de centelleo, su movimiento y el algoritmo de reconstrucción, es posible reconstruir imágenes transaxiales que están lejos de ser óptimas. Aunque es fácil descubrir degradaciones en imágenes planas obtenidas en una cámara de centelleo mal ajustada o que presenta un mal funcionamiento, no sucede igual en el caso de SPECT, donde es muy posible producir imágenes de baja calidad o con artificios sin que esta situación sea detectada.

- **¿Por qué un SPECT?**

El uso de SPECT como una modalidad permanente de adquisición de imágenes en Medicina Nuclear lleva a la pregunta ¿por qué un SPECT?. Esta interrogante es contestada con otra pregunta: ¿Que hace usted sin un SPECT?.

Cuando los médicos o tecnólogos incursionaron en SPECT esto parecía ser una pesadilla tecnológica. Consistía en términos extraños que empezaban a utilizarse como: proyecciones, filtro rampa, efectos de volumen parcial, voxel, frecuencia de corte.

SPECT es un paso de adelanto en la capacidad de diagnosticar con precisión en Medicina Nuclear, no es semejante a la transición de un scanner rectilíneo o una gamma camara.

Las ventaja más grande de SPECT, es la habilidad de quitar la superposición encontrada en las imágenes de dos dimensiones. Esto es demostrado por las imágenes de la distribución de ^{201}Tl en el miocardio del ventrículo izquierdo de pacientes con un gran lóbulo izquierdo de hígado o concentraciones sustanciales en pulmones dificultan los intentos clínicos de localizar áreas porque decrecen la perfusión con ^{201}Tl .

Otra consideración importante de la capacidad de SPECT es la cuantificación de trazadores en la sección de un órgano tomográfico. Este método aún se esta explotando por permitir SPECT los estudios fisiológicos (estudios dinámicos).

La potencialidad de Medicina Nuclear ha demostrado en los estudios fisiológicos opuestos a los cambios morfológicos que engrandecen a SPECT, ha sido presentado por Homan y Hill (1984) en los diagnósticos de enfermedades de cerebro vascular con aminas de ^{123}I a unas pocas horas de

los síntomas de impulsos de ataque, las imágenes de SPECT delinearon las áreas anormales, mientras que las imágenes de CT tomaron cuatro días para identificar el área afectada, las imágenes funcionales no está limitado al cerebro. Varios estudios clínicos de diferentes órganos se están produciendo con ^{201}Tl .



Fig. 3.1
SPECT
SIEMENS de 2
cabezas

- **Instrumentación**

el concepto de reconstrucción de imágenes ha sido discutido por años, pero la llave del éxito ha sido la aplicación en CT (tomografía computabilizada), SPECT, PET (tomografía por emisión de fotones) y MRI (imágenes de resonancia magnética). Su desarrollo básicamente ha sido por la introducción de las computadoras. El cálculo requerido para la reconstrucción de imágenes es tan complejo que sin la computadora la rutina de los estudios de hoy sería imposible. Mientras que el matrimonio de la cámara gamma con la computadora se ha convertido en un hecho común para la Medicina Nuclear, la interfase de la computadora ha sido la médula espinal desde su concepción.

Cada marca de fabricante de un sistema de centelleo con sus propias características de SPECT, funciona dentro de una estructura general básica que consiste de un sistema detector colimado, capaz de adquirir datos al variar los ángulos de giro, radio, método de conversión de señales de análogo a digital y un sistema computarizado para manipuleo, reconstrucción y almacenamiento de datos. La mayoría de los sistemas comerciales rotan la gamma cámara, y operan con los mismos principios.

Como todos los equipos de Medicina Nuclear los SPECT son totalmente dependientes de cada componente individual. Por ejemplo la fineza de la resolución intrínseca puede ser disminuido con el uso de un colimador inadecuado. Igual con la resolución fina, sería rebajado por una pobre estadística de cuentas.

En otro caso se obtiene una uniformidad ideal con una tasa de cuentas alta. El resultado: una pobre imagen y esto porque el paciente se movió durante la adquisición.

Y por supuesto, del conocimiento por parte del usuario, sea el médico, físico, o tecnólogo. A menudo es la llave del éxito o defecto de un examen en SPECT.

Además de los componentes principales del sistema que son una cámara convencional y un computador conectados a través de una interfase.

Descripción del sistema SPECT

1. **Camilla para paciente.-** Las camillas tomográficas normalmente se diseñan en forma especial, y difieren considerablemente de las camillas convencionales. Son mucho mas angostas, de tal forma que la cámara pueda girar en radios de rotación pequeños y están construidas en material especial para minimizar la atenuación. Se diseñan de manera tal que su eje longitudinal pueda alinearse con el eje de rotación. El movimiento puede controlarse manual o mecánicamente mediante un motor. Existe también un soporte para la cabeza del paciente que permite reducir el radio de rotación del detector y colocar la cabeza del paciente en el ángulo deseado, de tal forma que el detector pueda pasar lo mas cerca posible de él durante la realización de los estudios cerebrales.

2. **Armazón.-** Los armazones tomográficos están diseñados para girar el (los) cabezal (es) alrededor del paciente. A menudo, son mecánicos sólidos y a veces se mueven bajo el control de un microprocesador conectado mediante una interfase al computador principal. Este controlador puede estar conformado solo por un control de giro o por un sistema mucho mas complejo que funcione más o menos en forma autónoma.

3. **Controlador de rotación.-** Este instrumento controla la rotación de la cámara alrededor del eje de rotación. Normalmente está conectado al computador principal a través de una interfase. Para un sistema de paso y disparo esta interfase controla el incremento angular entre cada par de imágenes de proyección sucesivas. En el caso de un sistema de rotación continua, esta interfase controla la velocidad del giro. A menudo también permite el retorno de la cámara a su posición de reposo. Algunas veces este controlador también comanda la posición lateral del armazón y/o de la camilla, y cualquier otro movimiento mecánico .

4. **Instrumentos de seguridad del paciente y de parada de emergencia.-** Todos los sistemas tomográficos tienen (o deben tener) un botón de parada de emergencia que detiene los movimientos que pudieran lesionar al paciente. Además, algunos sistemas poseen un instrumento de protección del paciente, tal como un sensor de presión sobre la cara del colimador que sirve, para interrumpir el movimiento cuando el sistema toca la camilla o al paciente.

5. **Instrumentos de lectura de posición.-** Estos son instrumentos con los cuales se muestra la posición angular y el radio de rotación. Varían considerablemente de un sistema a otro. En particular, muchos sistemas poseen algunos métodos para determinar el balanceo de la cabeza, como puede ser un nivel colocado en el cabezal de la cámara.

- **Radiofármacos de fotón simple**

Una adicional importancia para SPECT, aunque algunos pueden argüir que es una limitación, es su utilización por emisión de radionúclidos de un fotón. Mientras que estos radiofármacos son difíciles de manejar bioquímicamente, un gran número es usado rutinariamente debido a que no son muy caros y son accesibles para la comunidad de Medicina Nuclear. Esto hace que SPECT sea una herramienta útil de diagnóstico para todos los servicios de Medicina Nuclear.

Las imágenes tienen el potencial de cuantificar el radiofármaco en una región del cuerpo y además deducir su funcionamiento con imágenes planares. Su capacidad ha sido limitado por la distorsión causada por la atenuación y

contribución de las cuentas estadísticas de los órganos aledaños. El avance tecnológico de SPECT brinda en Medicina Nuclear un paso adelante en estas restricciones. Esto puede adicionar un nuevo valor para el inventario de radiofármacos de un fotón y posiblemente abra el camino a la introducción de nuevos componentes. Recientemente el método de imágenes funcionales ha sido dominado por la tomografía de emisión de positrones (PET), sin embargo la necesidad de un ciclotrón cerca y el sustento de radioquímicos y radiofármacos, ha limitado al PET. Ello debido a lo caro que son. Por ello se ha difundido más SPECT, por su bajo costo tecnológico.

El uso de SPECT y las aminos marcadas han permitido la detección de perfusiones alteradas y enfermedades neurológicas, tales como el infarto cerebral y epilepsia. ^{201}Tl en Scintografías miocárdicas ha demostrado su potencial con mucha precisión.

- **El futuro**

Hace 15 años, SPECT fue una tecnología interesante, disponible solo en pocos fabricantes. En los siguientes diez años ocurrirá probablemente que la mayoría de los cambios dramáticos serán en las computadoras, software y hardware del lado del SPECT, con ventajas discretas pero progresivas en detectores de centelleo y radiofármacos, para beneficio directo del paciente. Sin embargo continuará el progreso en aplicaciones clínicas en todos los niveles. SPECT en particular no será suplantado por otras modalidades de imágenes, continuará jugando un rol importante en imágenes funcionales, como modalidad complementaria.

3.2 Parámetros de adquisición

Para producir calidad de imágenes tomográficas, los fundamentos principales requeridos son buenas imágenes planares que deben ser las características fundamentales de SPECT. Los parámetros que incluye la integridad instrumental son:

Apropiada colimación, distancia mínima entre fuente - detector y suficiente estadística. Cada fabricante proclama sus equipos como superiores, sin embargo la alta calidad de imagen queda en manos de cada servicio de Medicina Nuclear.

Las últimas metas de algunos procedimientos es alcanzar resoluciones óptimas dentro de un razonable tiempo corto. SPECT demanda al usuario hacer selecciones alternativas con el interés de mejorar el tiempo y la densidad de cuentas. Ambos el paciente y la tecnología de SPECT, exigen un tiempo de adquisición y una alternativa de parámetros de resolución necesarios. En realidad, el promedio de tolerancia del paciente en la mesa del examen restringe el tiempo de adquisición a un máximo de 30 a 45 minutos, y la dosis administrada limitará algún concepto de alta estadística por unidad de tiempo razonable. Los tecnólogos deben seleccionar estos parámetros eligiendo el mas apropiado de acuerdo a las necesidades del paciente y de los requerimientos del estudio. Mientras se toma estas consideraciones del estándar comercial entre resolución y sensibilidad, una consideración adicional es vital: tomar en cuenta el espacio del disco de la computadora.

Existen múltiples variables que deben ser tenidas en cuenta al momento de adquirir un estudio tomográfico en Medicina Nuclear, clasificándolos en cuatro parámetros necesarios para adquirir imágenes, estos son:

1. Órbita y Rotación: que a su vez determina la distancia paciente-detector
2. Selección del Colimador, determina la resolución junto con la órbita
3. Adquisición de Imágenes planares (proyecciones)
 - Matriz de adquisición (incluyendo la magnificación zoom)
 - Cantidad de proyecciones
 - Tiempo por proyección
4. Tiempo total de estudio.

1. Órbita y rotación(radio de rotación)

La pobre resolución de SPECT ha sido frecuentemente aludido como una desventaja para una provechosa tecnología. La principal causa de este problema de resolución es la distancia entre la fuente y el detector, conformada por el contorno del cuerpo. La situación puede ser apreciado por el reconocimiento de objetos no circulares tales como el tórax y el abdomen que no son ajustados a un campo circular. A pesar de la cercanía de las proyecciones laterales del cuerpo, la distancia del detector se incrementará en las vistas posterior y anterior. Hay que reconocer que la causa principal de un

menor rendimiento en resolución de SPECT es por la distancia de la fuente hacia el detector, se logra una resolución óptima con una rotación no circular.

- **Rotación continua versus paro y disparo**

Hay dos clases de movimiento del detector SPECT con una rotación de la cámara gamma las cuales son: rotación de paro y disparo y rotación continua, dos modos de colección de datos.

En la colección de información en paro y disparo, la rotación de la cámara es bajo el control de una pieza dedicada al hardware, la cual es controlado por la computadora.

La computadora puede ser activada por el programa de adquisición en algunos casos, donde la cámara y la computadora son de diferentes fabricantes. La computadora controla el movimiento de la cámara en sucesivos ángulos. Por ejemplo, si la información va a ser tomada en 60 ángulos, cada paso de rotación será de 6° hasta que el detector gire completamente los 360°. Al realizar el detector cada paso, la computadora ordena incrementar el giro hasta que colecciona la siguiente vista.

En una rotación continua, el movimiento del detector es controlado en forma más simple. La posición original del detector debe ser enviada por el programa de la computadora por un código que traslade la posición angular del detector, dentro de una señal de lectura para el programa de adquisición. Este tipo de adquisición se hace generalmente en estudios dinámicos con un tiempo programado por frame y corregido por la variación de velocidad en el movimiento del detector.

Cuando seleccionemos cualquier adquisición ya sea continua o de paso y disparo, la resolución y sensibilidad deben ser considerados. El movimiento continuo causará oscurecimiento de la imagen, desde el momento que los datos son adquiridos. Típicamente SPECT tiene una resolución de 12–20 mm., en movimientos continuo y un oscurecimiento que es apenas notado en un estudio de 60 cuadros a 360° que un estudio de 120 cuadros.

2. Selección de colimador

Cuando coleccionamos información con SPECT seguimos los mismos parámetros de imágenes planares en una rutina radiofarmacéutica en la selección del colimador (capítulo II).

La rotación de la cámara gamma tiene un inherente de empobrecer la resolución por la distancia entre la fuente y el detector. Para comprender el problema de distancia uno puede fácilmente entender y aceptar la necesidad de usar un colimador de alta resolución, brindando una capacidad de resolver el sistema de una mejor forma con una menor calidad que el promedio de las imágenes estáticas. Este concepto también es complicado por la necesidad de adecuar estadísticas en los tiempos disponibles limitados. La necesidad de preferir altas cuentas en un corto tiempo debería dirigir al usuario considerar el sacrificio de la resolución para alcanzar sensibilidad. En imágenes de dos dimensiones, la resolución, el tiempo de colección de datos y la relación de sensibilidad, es manejado con una variedad de arreglos de diseño de colimadores. (Ver capítulo II- colimadores)

3. Adquisición de las proyecciones

- **Selección de Matriz**

Para elegir la matriz de adquisición se debe saber con qué isótopo se está realizando el estudio y la distancia paciente detector. Estas dos variables influyen sobre la resolución espacial (FWHM). Al utilizar radiofármacos marcados con ^{99m}Tc , la cámara posee las condiciones óptimas para hacer una imagen dado el grosor y otras características del cristal. En un paciente promedio, se obtiene un FWHM de 12 mm teniendo en cuenta la distancia paciente detector para este tipo de pacientes. En cambio, para otros radionúcleidos, como el ^{67}Ga (mediana energía), el FWHM obtenido asciende a 20mm. Respecto al FWHM, está descrito que el píxel de la matriz de adquisición debe ser $1/3 \cdot \text{FWHM}$ (tabla 1).

Tabla 1	FWHM	1/3 FWHM (Tamaño de píxel)	Matriz para cámaras de campo grande (FOV>38cm)
	12 mm	≤ 4 mm	128x128
20 mm	≤ 6.6 mm	64 x 64	

Conseguir una alta resolución por incremento de la matriz es una práctica aceptable en imágenes planares estándares, pero esto puede ser el origen de dificultades de capacidad de almacenamiento y resoluciones innecesarias en

estudios tomográficos. En SPECT, un cambio de la matriz de las imágenes de 64 x 64 a 128 x 128 resultaría incrementado en un factor de 4. Este incremento requerirá un incremento substancial de espacio libre de disco y una engorrosa carga si el disco es de baja capacidad.

Otro parámetro que debe tenerse en cuenta al seleccionar la matriz es determinar la estadística de conteo. Para hacer una buena elección se debe establecer la densidad de cuenta por píxel (ctas/px). Hay estudios que poseen alta tasa de conteo (>2 kctas/seg) en las que la estadística de la proyección será alta y permitirá obtener una matriz grande (tabla 2); manteniendo una densidad óptima de ctas/px. Si la tasa de conteo es baja (<0.7 kctas/seg) la estadística de conteo en la proyección será mala y para evitar la adquisición de una imagen insuficiente en cuentas, se puede disminuir la matriz de adquisición.

Tabla 2	Tasa de conteo	Matriz máxima sugerida
	> 2 kctas/seg	128x128
	< 0.7 kctas/seg	64 x 64

Otra forma de elegir la matriz de adquisición es la resolución final del estudio que se está buscando (tabla3). En general, se utilizan las matrices grandes (128x128) . Usualmente estudios dinámicos utilizan matrices de 64x64.

Tabla 3	Matriz	Estudios
	128 x 128	Estudios cerebrales, hepáticos, óseos, adenoma paratiroides
	64 x 64	⁶⁷ Ga, ¹³¹ I(MIBG),Cardíacos, Infecciones, otros

- **Cantidad de proyecciones**

La selección de la cantidad de proyecciones a adquirir depende de la matriz empleada. Basándose en las evidencias físicas, se sugiere utilizar la siguiente fórmula(1) para determinar la cantidad de proyecciones:

$$\theta = 57.3^{\circ} \left[\frac{2xFWHM}{3xD} \right] \dots\dots(1),$$

donde θ = ángulo de giro

D = diámetro del objeto a estudiar

FWHM = Varía según la matriz seleccionada (12 ó 20 mm)

Ejemplo: Se desea realizar un estudio de SPECT cerebral (HMPAO- ^{99m}Tc) que requiere alta resolución. Se selecciona una matriz de 128x128. El FWHM obtenido es de 12mm. El diámetro del paciente es de 170mm.

Aplicando la fórmula (1), se obtiene 2.7° , en una órbita de 360° , en pasos de 2.7° se deberían realizar 133 proyecciones.

En general, se establece que:

Tabla 4	Matriz/FWHM	# de proyecciones teóricas	# de proyecciones prácticas
	128x128 / 12 mm	128	96 - 120
	64 x 64 / 20 mm	64	64

El concepto de "lo mas lo mejor" aún es cierto. La cantidad de proyecciones es una de las variables más importantes que van a influir en el momento de la reconstrucción de las imágenes y la generación de cortes.

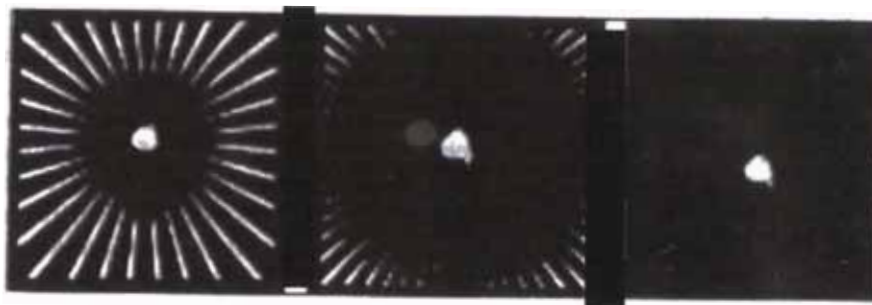
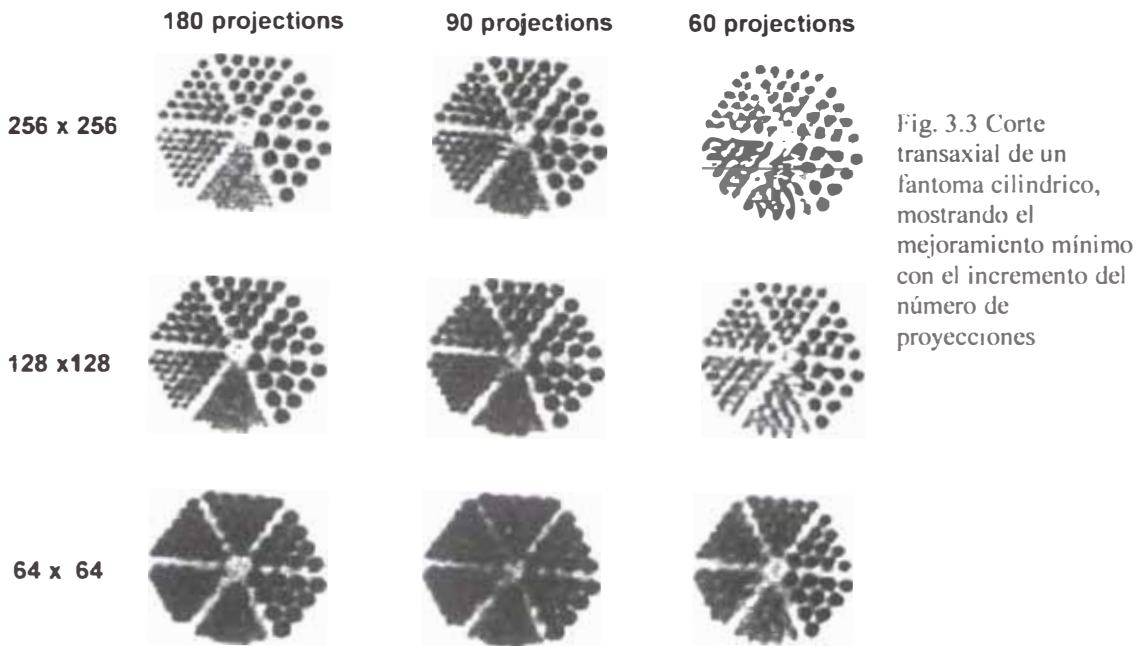


Fig. 3.2 Corte transaxial de una fuente lineal; ilustración de la reducción de los efectos de estrella con incremento del número de proyecciones.

En las adquisiciones en SPECT, principalmente a causa de la incomodidad del paciente por exámenes largos, un compromiso debe ser encontrado entre tiempo y colección de datos y una estadística ideal. Este compromiso no necesariamente tiene que influir en el número de proyecciones. Esto significa que a más proyecciones, la calidad de la reconstrucción es mejor. La Fig. 3.2 representa una serie de adquisiciones de una fuente lineal y reconstruida. La primera colección fue adquirida en 40 segundos por proyección con 32 vistas en un giro de 360° . Cada una de las adquisiciones siguientes fueron desarrolladas doblando las vistas planares y reduciendo a la mitad el tiempo de colección por proyección. Incrementando el número de proyecciones reducimos los efectos de estrella cuando el proceso de reconstrucción fue implementado sin ningún incremento apreciable en el tiempo de colección o reducción en la estadística adquirida.

Este método de colección debe ser usado con cautela cuando desarrollamos estudios de bajas cuentas. Para tener suficientes cuentas por píxel es necesario hacer las proyecciones individuales estadísticamente viables. Por ejemplo, el incremento del número de proyecciones es viable en un estudio de hígado si es permitido por el espacio del disco duro, pero no es recomendado para estudios pélvicos con galio. Podemos concluir que los estudios clínicos no necesitan usar cantidades masivas de espacio de disco para beneficios de reconstrucciones mínimas (Fig. 3.3).



- **Tiempo por proyección**

Este parámetro es un dato que obtiene según la estadística de conteo que se obtiene en la cámara luego de la inyección del paciente y su ubicación en la camilla con el detector en posición AP, luego colocar el colimador y definir la órbita a utilizar.

Como toda imagen, la calidad de la misma mejora en función de las cuentas adquiridas. La cantidad de cuentas por proyección será determinada de acuerdo al tamaño de píxel (matriz utilizada, zoom) y de que porcentaje ocupa el objeto a adquirirse respecto del campo de visión en la cámara (tabla 5):

a) a menor tamaño de píxel, mayor serán las cuentas / proyección necesarias. Esto es así porque, al haber mayor cantidad de píxeles por unidad

de área en el campo de visión, se pierde densidad de ctas/px si no se aumenta la cantidad de cuentas adquiridas en esa imagen.

b) A menor porcentaje de campo de visión ocupado, menor serán las cuentas / proyección necesarias. Si se realiza un SPECT de tórax, todo el campo de visión será ocupado. Mientras que si se realiza un SPECT cerebral sin zoom, solo el 50% del campo de visión será ocupado, y por ello se puede adquirir la mitad de cuentas que en tórax.

Tabla 5	Matriz/FWHM	Cuentas mínimas / proyección (*)
	128x128	60-150 kctas/proy
	64 x 64	25-50 kctas/proy

(*) para 100% del campo de visión irradiado

Pero en los software que se presentan en el mercado, no se establece como parámetro la cantidad de cuentas / proyección, se debe realizar una operación matemática por medio de una regla de 3 simple utilizando las ctas/seg en la persistencia de la cámara y las cuentas deseadas por proyección.

El procedimiento es el siguiente:

- I) se coloca el detector en posición AP, con el colimador que se va a utilizar y la órbita ya definida.
- II) Se determina las cuentas por segundo que recibe la cámara en esa disposición geométrica.
- III) Se determina las cuentas totales que se quieren obtener por proyección de acuerdo a la matriz y porcentaje de ocupación del campo de visión.
- IV) Se efectúa una regla de tres simple para determinar el tiempo que demandaría la adquisición de esas cuentas en esas condiciones.

Ejemplo: Se desea realizar un estudio de SPECT cerebral (HMPAO-^{99m}Tc). La matriz seleccionada es de 128*128, y la cabeza ocupa 75% del campo de visión.

- a) kctas/seg = 3 kctas/seg.
- b) Kctas/proy. Deseadas = 75% de 100k (75 kctas/proy)
- c) 3 kctas1 seg
 75 kctas.....x
 x = 25 segundos

4. Tiempo total de Adquisición

El tiempo de adquisición en SPECT es materia de los mismos conceptos básicos y limitaciones de las imágenes estándar en Medicina Nuclear. Un importante factor son las cuentas óptimas por unidad de área. El éxito del término de un estudio libre de artefactos en la reconstrucción se da si todos los parámetros de colección son implementados y no hay movimiento del paciente durante los minutos del examen.

La mayoría de los fabricantes proveen una fórmula recomendada para determinar el tiempo de adquisición ideal sobre la base de una tasa de cuentas, el tamaño de la matriz, y el número de proyecciones. Estas fórmulas deberían ser usadas como guías efectivas; sin embargo los tecnólogos deben hacer el juicio final de la paciencia del paciente. El tiempo total es dividido por el número de vistas deseadas para deducir el tiempo por proyección.

El cálculo del Tiempo total (TT) de un estudio de SPECT se puede definir como muestra la fórmula 2.

$$TT = \frac{(TP + TM) * \#P}{60} \quad \dots\dots (2)$$

donde TP = tiempo / proyección (en segundos)

TM = tiempo muerto (en segundos)

#P = cantidad de proyecciones (en segundos)

60 = factor que transforma a minutos

El tiempo muerto es el tiempo que tarda en trasladarse el detector de un ángulo a otro, en el que no se obtienen imágenes durante la adquisición tipo “paso y disparo” . El tiempo que tarde depende del ángulo que deba recorrer entre proyecciones; y éste depende de la cantidad de proyecciones. Hay que medirlo, y en general son alrededor de 5 seg. para una órbita S&S, 360°, 64 proyecciones.

3.3 Descripción física del procesamiento de reconstrucción de imágenes

En SPECT el procesamiento es uno de los factores determinantes, más importante en el resultado final. Así, se hace necesario conocer los diferentes

pasos a efectuar y las diferentes posibilidades de combinación del procedimiento.

En esta sección describiremos paso a paso:

- 1) Evaluación de la calidad de adquisición
 - a. Selección del área de reconstrucción
 - b. Corrección por movimiento
- 2) Corrección de las proyecciones por uniformidad y del centro de rotación
- 3) Utilización de prefiltros
- 4) Métodos de reconstrucción de las imágenes:
 - a. Retroproyección filtrada
 - b. Método Iterativo
- 5) Filtrado de los cortes transversales.
- 6) Corrección por atenuación
 - a. Método de Chang (coeficiente de atenuación constante)
 - b. Método de Transmisión (coeficiente de atenuación variable)
- 7) Generación de cortes 3D (Reorientación: Sagitales, Coroneles, Transversales; y cardíacos)

1. Evaluación de la calidad de adquisición

a) Selección del área de reconstrucción:

En la técnica de adquisición de SPECT que se utiliza rutinariamente, hemos visto que se adquieren proyecciones alrededor de una órbita preestablecida. Estas proyecciones son imágenes planares que ocupan todo el campo de visión de la cámara o un sector (si se utilizó zoom)

Existen muchos casos en los cuales el órgano de interés ocupa solo una porción del campo de visión utilizado. Esto es diferente a lo que ocurre en otras metodologías tomográficas, como Tomografía axial computada (Rx), SPECTs dedicados y PET: En estos casos, se van generando cortes transversales del área que se desea estudiar.

Resumiendo: En SPECT, realizado con cámaras gamma no dedicadas, se adquiere un determinado campo de visión y luego se selecciona el área a estudiar.

Para ello, se determina un área de interés en dos proyecciones (AP y Lateral) Así se obtiene un área 3D (cubo) (Figura 3.4).

Al acotar el área de reconstrucción, se utilizará menor espacio en el disco de almacenamiento y no se reconstruyen sectores de la imagen que no aportan información al diagnóstico.

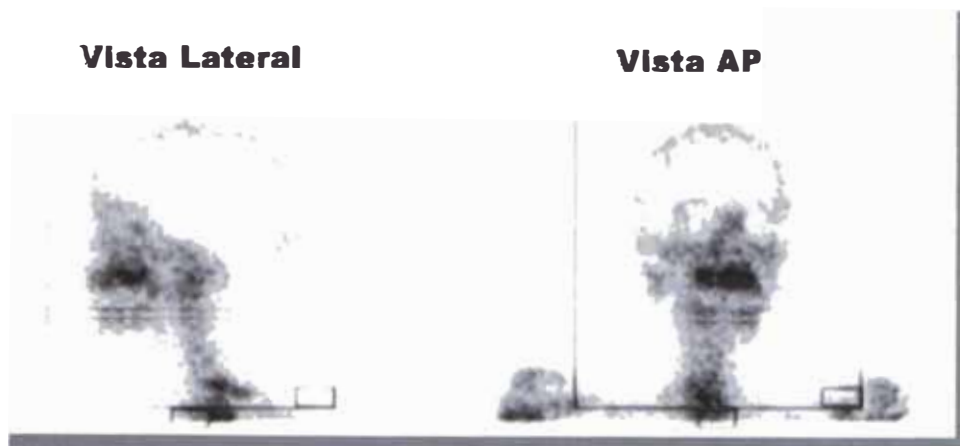


Figura 3.4: Determinación del área de reconstrucción a partir de la proyección lateral y AP.

b) Corrección del movimiento:

Es fundamental para el procesamiento de un estudio SPECT que durante la adquisición de las proyecciones no haya movimiento del paciente. Por eso se hace imprescindible verificar la ausencia de movimiento antes de que el paciente deje el establecimiento. Si se observa movimiento, y no se puede corregir, se deberá reiterar la adquisición de las proyecciones.

Existen varias formas de evidenciar la presencia de movimiento, pero mencionaremos las 2 más utilizadas:

- 1) Visualización de las proyecciones en modo Cine: Esta es una forma cualitativa de evidenciar el movimiento. Si durante la rotación se observa algún movimiento, se deben tomar las acciones para corregir el defecto.
- 2) Evaluación del Sinograma:

Un sinograma (Figura 3.5), es una imagen que se genera a partir de las proyecciones adquiridas de un SPECT. Recordando la composición de una imagen planar: está formada en una matriz cuadrada (64x64, 128x128) y compuesta por unidades llamadas píxeles. Estos están arreglados según un eje

cartesiano 2D (X,Y); que en el caso de una matriz de 64x64 tendrán 64 píxeles en X y 64 en Y)

Entonces: Para generar el sinograma se aplica una rutina a cada proyección (es decir para cada ángulo de adquisición), en la cual se suman todos los píxeles de una misma columna (eje X). De esta forma, los 64 píxeles que la conformaban se suman para conformar un solo píxel; y así se logra obtener una imagen en una matriz no cuadrada: 64x1 (64 px en X, 1 px en Y). Se obtienen tantas imágenes de matriz no cuadrada como proyecciones (o ángulos) hayan sido adquiridas. A partir de estas imágenes, se genera la imagen del sinograma "apilando" cada imagen de 64x1. Así tendremos una imagen final (sinograma) con una matriz que dependerá de la cantidad de proyecciones adquiridas (Figura 3.5).

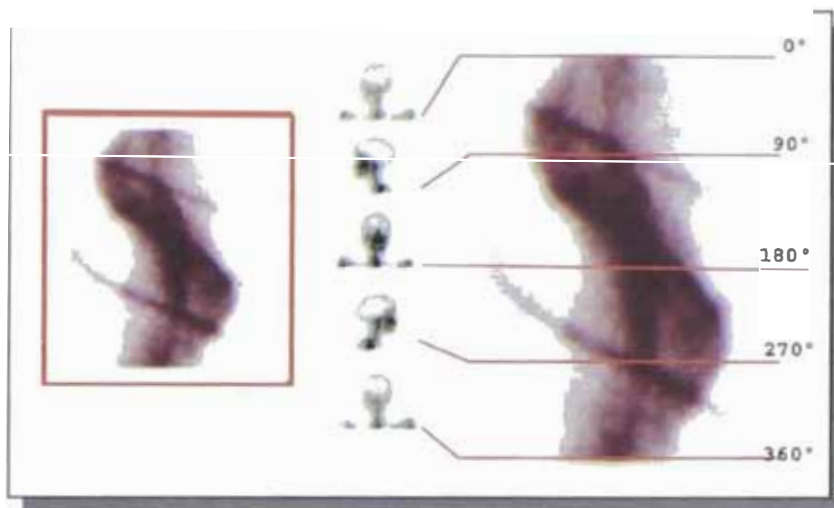


Figura 3.5: En el ejemplo del SPECT Óseo, obtendremos un sinograma representado en una matriz de 128 x 64: dado que se había adquirido 64 imágenes en una matriz de 128x128. En la imagen se muestra cómo se obtiene el sinograma: Las proyecciones que se muestran son las que generan las líneas marcadas dentro del sinograma en los ángulos de giro correspondientes.

Observando las figuras 3.5, podemos ver que el sinograma representa toda la adquisición de un estudio SPECT y presenta una forma que en trigonometría se denomina "seno". De ahí su nombre.

Si la forma sinusoidal se encuentra interrumpida en algún punto (Figura 3.6) se hace evidente que hubo movimiento durante la adquisición. Teniendo los controles de calidad efectuados correctamente, el movimiento no puede provenir de la cámara y queda limitado a la variable del movimiento del paciente.

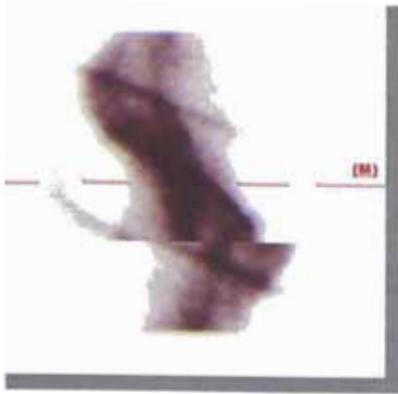


Figura 3.6: Simulación de movimiento en el estudio del ejemplo. Antes de llegar a la mitad del estudio (M) el paciente se desplazó hacia la derecha (Flecha)

En cuanto a la corrección de algún movimiento detectado, también existen diferentes metodologías. Al finalizar de la corrección se obtendrá un estudio corregido por movimiento que permitirá proseguir con el procesamiento y eliminar posibles artificios en la reconstrucción.

La posibilidad de corregir el movimiento está limitada a la existencia de programas especiales en el software con que se cuenta. Esta puede ser automática o manual (Cada software tendrá su protocolo de corrección)

De todas formas, hay que tener en cuenta que solo se recomienda corregir desplazamientos laterales del paciente (movimiento en el eje X). En el caso en que el movimiento se efectúa en el eje Y (Céfalo-caudal), se puede corregir, pero es más riesgoso. Finalmente, en el caso de movimiento en los ejes Z,X (Rotación), la corrección puede no ser fiable y persistir los artificios obtenidos tras la retroproyección. En este último caso, se recomienda repetir la adquisición de las proyecciones sujetando al paciente.

2. Corrección de las proyecciones crudas:

Toda adquisición en SPECT va a multiplicar los errores propios del equipo tantas veces como proyecciones se hagan. Entonces si hubiera alteraciones del campo uniforme o del centro de rotación, éstas se magnificarían y producirían artificios en los cortes tomográficos obtenidos.

Para evitar estos artificios se debe corregir por Uniformidad y Centro de Rotación.

a) Corrección de la uniformidad:

Todo sistema SPECT debería tener la posibilidad de corregir este parámetro. Para ello, se suele utilizar una imagen de uniformidad con muy bajo error

estadístico para corregir los defectos de uniformidad del campo que siempre existen.

Para que una imagen posea bajo error estadístico debe poseer alta cantidad de cuentas, como hemos visto en la sección de adquisición planar. Para SPECT se debe adquirir 120.000.000 de cuentas en una matriz de 64x64. La imagen obtenida se denomina *Matriz de corrección de Uniformidad*.

Hay que destacar que los defectos de uniformidad dependen de:

- a) el cristal y los fotomultiplicadores (factores intrínsecos de la cámara)
- b) el estado del colimador (factor extrínseco de la cámara)
- c) la matriz y el zoom de adquisición.

Por esto, hay que adquirir tantas matrices de corrección como combinaciones haya durante la adquisición. Por ejemplo: Matriz 64x64, Zoom 1, Colimador TP; otra matriz de corrección para Matriz 64x64, Zoom 1, colimador AR; y otra matriz de corrección para Matriz 64x64, Zoom 1,5 colimador AR. así con otras combinaciones posibles.

Se deberá tener en cuenta que estas matrices deben ser re-adquiridas cada semana o cada vez que la uniformidad del sistema varíe por alguna eventualidad (corte de luz, alteración de la alta tensión) Como la adquisición de estas imágenes demandan mucho tiempo (2-4 h) se suele dejar adquiriendo las imágenes durante la noche. Y por ello es que se efectúan las correcciones para las combinaciones más frecuentemente usadas. Y se dejan las correcciones no tan usadas para efectuarlas programadamente antes de efectuar un estudio determinado.

b) Corrección del Centro de Rotación:

De forma similar a lo que ocurre con la Uniformidad, las alteraciones del centro de rotación son determinantes para obtener imágenes de alta calidad. También se deben efectuar adquisiciones de Corrección para el Centro de Rotación. Y también se debe obtener tantas correcciones como combinaciones de Software-Hardware se requieran.

3. Utilización de Pre-filtros:

Este filtro se aplica a cada proyección por separado. Es un Filtro 2D, de tipo espacial (comúnmente es un Filtro de 9 puntos convencional en centellografía

planar) De esta forma, se disminuye la variación estadística de los píxeles adyacentes entre sí.

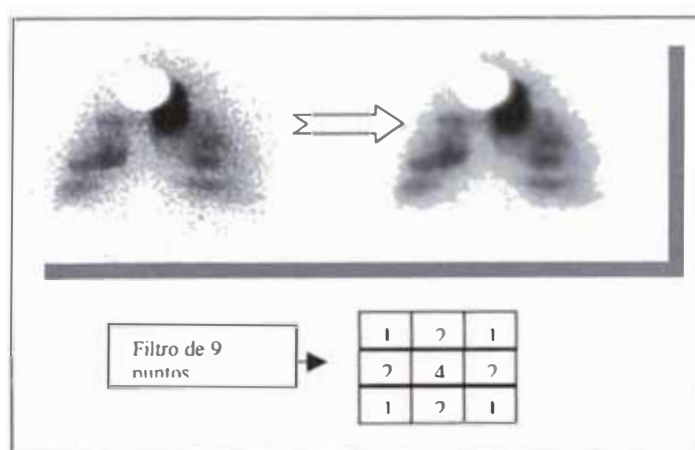
El presente tipo de procesamiento se utiliza cuando...

1) LA ESTADÍSTICA DE LAS PROYECCIONES NO ES LA ADECUADA. (Mala relación Señal:Ruido) Este es el caso de estudios tomográficos tardíos (imágenes de 24h, etc) que poseen muy pocas cuentas/segundo, a causa del decaimiento del material radioactivo o la eliminación del radiofármaco del organismo. Este filtro disminuye la fluctuación estadística entre píxeles (Figura 3.7). También se puede utilizar este filtro en ocasiones en las cuales los pacientes no pueden mantenerse quietos el tiempo necesario para obtener proyecciones con buena estadística, o cuando hubo un error en la determinación del tiempo de adquisición por proyección y el paciente se retiró del servicio. En rigor de verdad, lo que habría que hacer es optimizar las condiciones de adquisición para obtener una imagen de la mejor calidad posible y constatar la calidad de las proyecciones antes de que el paciente se retire. En otras palabras, este tipo de pre-filtrado, utilizado en estos casos, es un procesamiento de “cosmética” para salvar errores de adquisición.

2) EL SOFTWARE DE GENERACIÓN DE CORTES 3D A PARTIR DE LOS TRANSVERSALES NO POSEE FILTRO “INTERCORTE”.

En este caso es necesario realizar un prefiltro. Este punto se verá más adelante (Punto 5)

Figura 3.7: e muestra como al aplicar un filtro de 9 puntos se “alisa” la imagen (Disminuye la variación estadística entre los píxeles adyacentes)



4. Métodos de Reconstrucción de las imágenes:

El método utilizado para La reconstrucción de las imágenes es uno de los factores determinantes de la calidad de los cortes finales. La limitante para su

utilización es la velocidad de procesamiento del micro-procesador y espacio de disco duro para almacenamiento.

Existen 2 métodos difundidos (retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa). De estas dos, la más difundida es la primera.

a) Retroproyección Filtrada:

En este método, las proyecciones adquiridas son ubicadas “virtualmente” en el ángulo en que la cámara gamma tomó cada imagen (Esquema 1-figura izquierda). Luego, selecciona sucesivamente una fila de cada proyección (eje Y; La fila posee una cantidad de píxeles igual al tamaño de la matriz de adquisición: en nuestro ejemplo de SPECT óseo, serían 128 píxeles). Se generan “Líneas de proyección” transversales para cada píxel en cada uno de los ángulos respetando la intensidad de la imagen original (en nuestro caso 64 veces dado que se adquirieron 64 proyecciones). De esta forma, las “líneas de proyección” se interceptan. En esos sitios se suman los valores de cada línea, visualizando mayor intensidad de imagen en estos sitios. (Esquema 1-figura central; Figura 3.8).

Este procedimiento se repite para cada fila de las proyecciones.

De esta forma se obtendrá la reconstrucción de tantas imágenes como filas haya, en una nueva matriz. A cada una de estas imágenes la llamaremos “Corte transversal”.

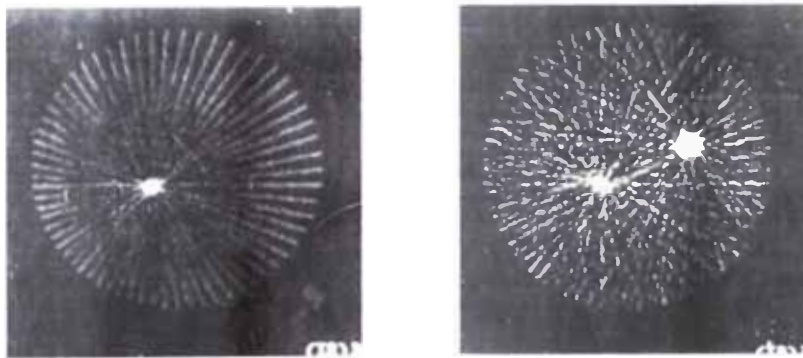
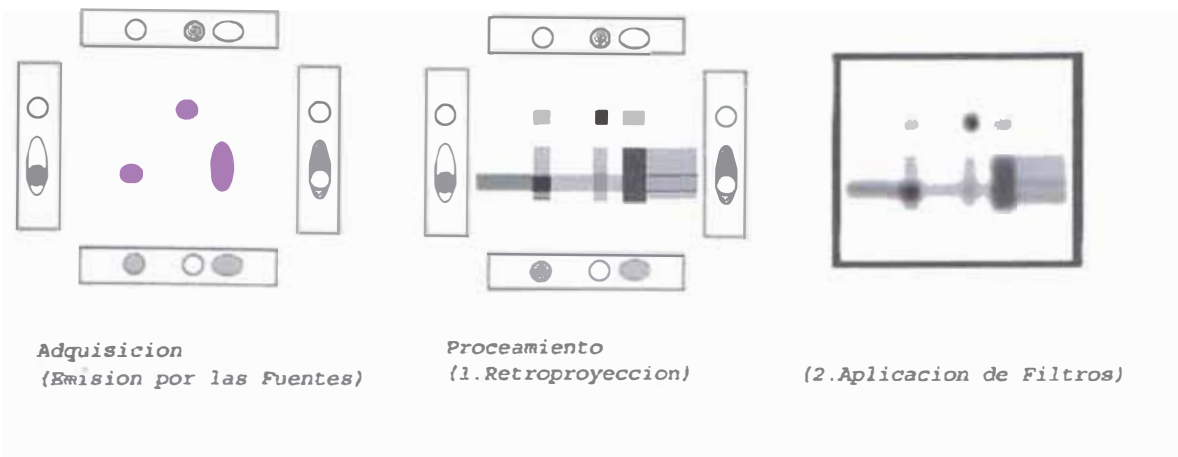
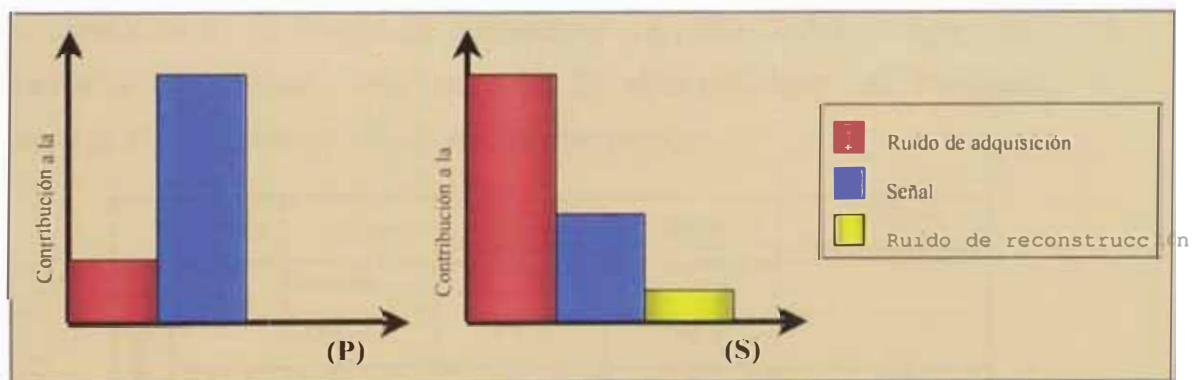


Figura 3.8: (Izquierda).- reconstrucción de un corte a partir de una fuente puntual única. e observan las “Líneas de Proyección” de cada proyección (# 64) que se interceptan en el punto donde se encuentra la fuente. (Derecha).- Igual procedimiento pero utilizando dos fuentes puntuales. La intersección de las “Líneas de Proyección” es más compleja.



Esquema 1: Se presenta la adquisición en 4 proyecciones de 3 fuentes de diferente forma y posición. En la imagen izquierda, se muestra cómo quedaría una fila de píxeles en cada proyección. En la imagen central se grafica la retroproyección a partir de las proyecciones adquiridas, mostrando las intersecciones de las líneas de reconstrucción. En la imagen derecha, se observa la aplicación de un filtro, que mejora la identificación de las fuentes.

Habitualmente, como hemos estudiado en la Técnica Planar, las imágenes están compuestas por la Señal y el ruido. Donde la señal está representada por los fotones originados de los sitios de acumulación del radiofármaco y el ruido (que ahora llamaremos "Ruido de adquisición") corresponde al "Fondo". La contribución de este último en la imagen depende de la estadística de conteo obtenida durante la adquisición (Esquema 2-P-).



Esquema 2: Se grafican dos eventualidades en las cuales hay diferentes componentes de una imagen de buena calidad: Señal, Ruido de adquisición y Ruido de reconstrucción. En la representación de una imagen Planar (P), se observa que está compuesta por dos componentes: mientras que la representación de un corte tomográfico [SPECT] (S) muestra la influencia de los tres componentes en dicho corte.

En el caso de un corte tomográfico (SPECT), al aplicar la retroproyección, se genera un tercer componente: el "Ruido de Reconstrucción". Este componente aparece a causa de la generación de las "líneas de proyección". De esta

forma, un corte tomográfico estará compuesto por la *Señal* y dos tipos de Ruido: "*Ruido de adquisición*" y "*Ruido de Reconstrucción*" (Esquema 2-S-). La *Señal* sigue estando representada por los fotones originados de los sitios de acumulación del radiofármaco. El *Ruido de adquisición* corresponde a la variación estadística durante la adquisición, y el *Ruido de Reconstrucción* corresponde a las *Líneas de Proyección*.

Existen diferencias entre ambos tipos de ruido (Tabla 1):

Tabla 1	Ruido de	Generación durante	Contribución en la imagen	Frecuencia Nyquist (*)
	Adquisición	la adquisición	↑	↓
	Reconstrucción	la retroproyección	↓	↑

(*) Se refiere a cuando se aplica la Transformada de Fourier y se pasa del análisis de la imagen en una matriz espacial a una de Frecuencias de onda (ver más adelante en este mismo punto)

Entonces, si comparamos a una imagen planar (2D) y un corte tomográfico (3D) veremos que están compuestos por diferentes componentes y, además, cada componente está presente en diferentes proporciones (Tabla 2) Esto se debe a que para la adquisición de una imagen planar estática se puede adquirir con condiciones tales que se obtiene una Relación Señal:Ruido de adquisición alta. En cambio en SPECT, al tener muy limitado el tiempo de adquisición de cada proyección, las imágenes planares individuales poseen un alto componente de *Ruido de adquisición* y poca *Señal* (Imagen de poca estadística de conteo). Tras de esto, al retro-proyectar las imágenes, se genera el 3º componente: *Ruido de reconstrucción*.

Tabla 2 (*)	Imagen	Calidad	Ruido de Adquisición	Señal	Ruido de Reconstrucción
	Planar	Buena	↓	↑	-
		Mala	↑ ó ↑	↓ ó ↓	-
	SPECT	Buena	↑	↑	±↓ (#)
Mala		↑	↓	±↓ (#)	

(*) Correlacionar esta tabla con el Esquema 2

En cuanto a la influencia del *Ruido de reconstrucción*, vale explicar que no depende del tiempo de adquisición como lo hace la *Señal* y el *Ruido de adquisición*. El parámetro de adquisición que hace variar a éste componente es la cantidad de proyecciones que se programen. Así, cuanto mayor cantidad

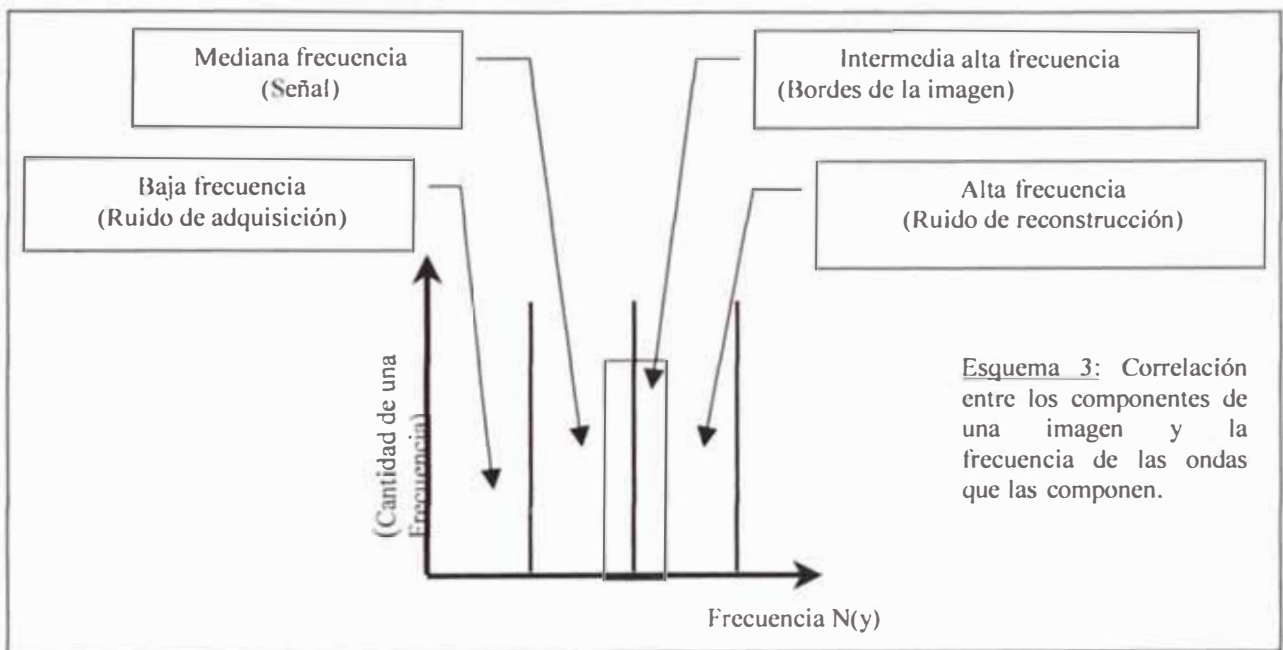
de proyecciones se adquieran, menor será su influencia. A causa de estos parámetros, es que se describió en la sección de adquisición SPECT, la necesidad de adquirir mayor cantidad de proyecciones cuanto más grande es la matriz de adquisición de las mismas (# en la tabla).

TRANSFORMADA DE FOURIER

Como último paso de la reconstrucción por esta metodología (retroproyección filtrada), es necesario FILTRAR los cortes obtenidos.

Dado que el filtro espacial convencional (9 puntos) es un procedimiento lento y complicado, se decidió convertir a estas imágenes al espacio de las frecuencias por medio de la Transformada de Fourier.

Toda imagen está formada por distintas ondas. Así como los diferentes colores pueden representarse como ondas que poseen diferencias en la longitud de onda y frecuencia.



De esta forma, podemos representar a la imagen o corte tomográfico en el espacio de las frecuencias (esquema 2 y esquema 3).

Las frecuencias tienen por unidad **Nyquist** (N_y). Esta frecuencia está representada por los Ciclos por píxel de una onda sinusal (función seno). En ella existen 2 fases: una fase positiva (1) y otra negativa (2) (Esquema 4). Las imágenes en la computadora se forman a partir de un número binario. Es decir que está compuesto por "0" y "1". Para la matriz, las fases positivas producen

en la computadora un "1" (presencia de señal en el píxel) y la fase negativa un "0" (ausencia de señal en el píxel).

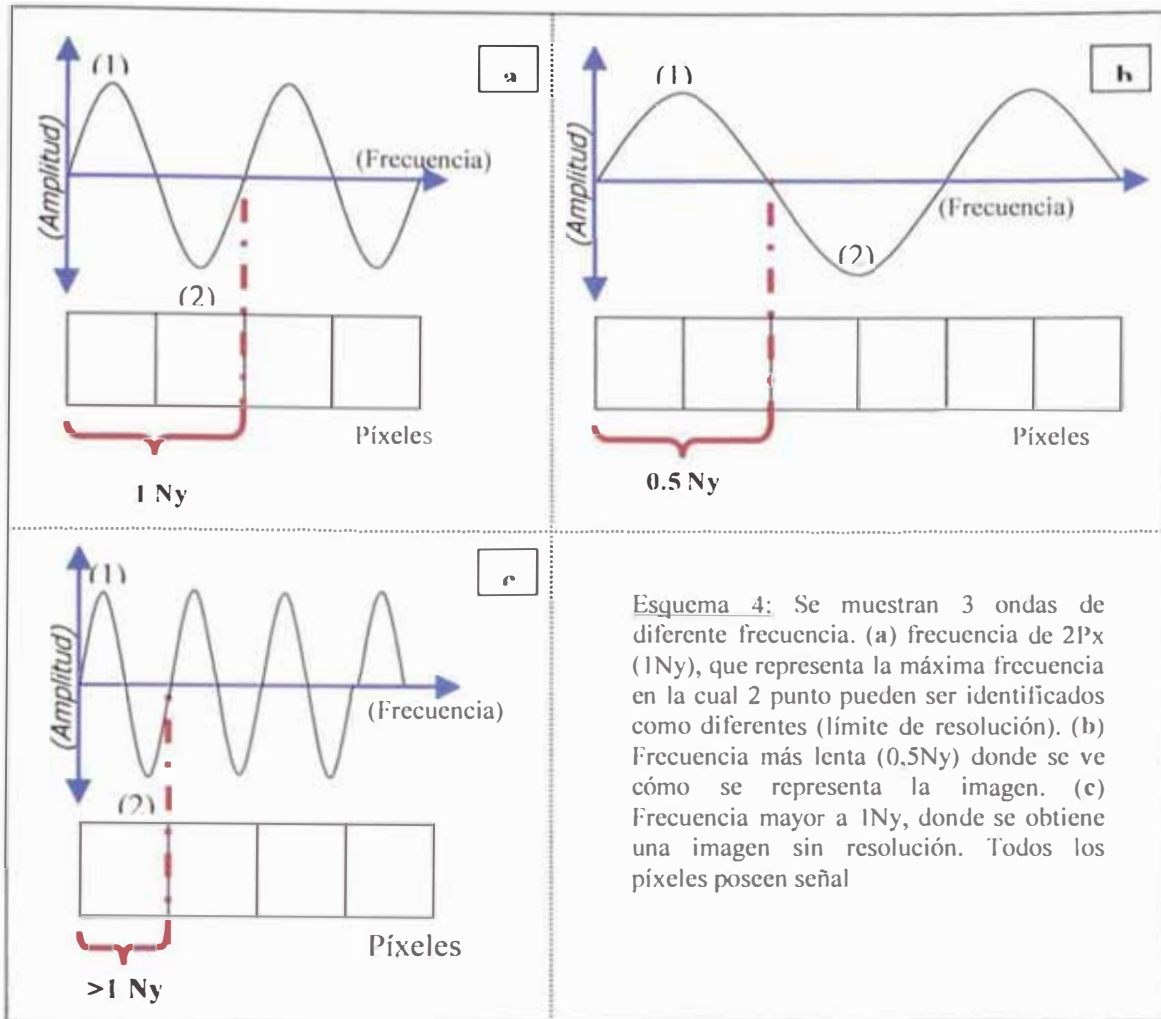
La unidad en píxeles de la Frecuencia de Nyquist es 2px. Esta es la máxima frecuencia a la cual puede oscilar la onda de imagen para que se identifiquen 2 fuentes puntuales como distintos. Para ello entre los dos puntos, debe haber siempre un píxel sin imagen ("0"). de esta forma, se obtiene un píxel con señal, el siguiente sin señal y el tercero con señal (Esquema 4 -a-: **1010**). Esta máxima frecuencia es el límite de resolución de la matriz.

En el ejemplo (b) del esquema 4, se observa una frecuencia de onda más lenta (0,5 Ny) en el cual se observan 2px "1", 2Px "0" y luego 2Px "1" (**110011**) generando la imagen representada en el esquema. Por el otro lado, cuando se aumenta la frecuencia a más de 1Ny, la imagen generada no resuelve diferencia entre puntos. Toda la imagen se visualiza como "1" (con señal: **1111**).

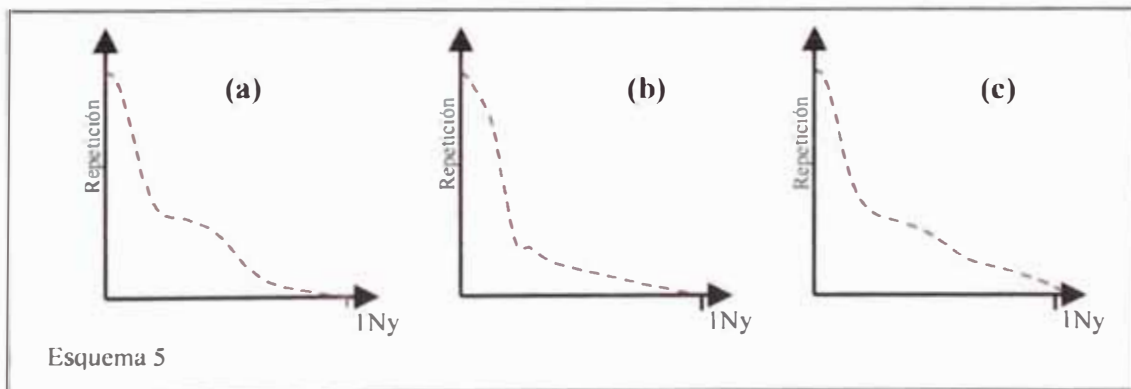
FILTRADO DURANTE LA RETRO-PROYECCIÓN:

En la siguiente tabla se observan cuatro componentes de la imagen o cortes tomográficos y cómo se relacionan con las frecuencias de onda.

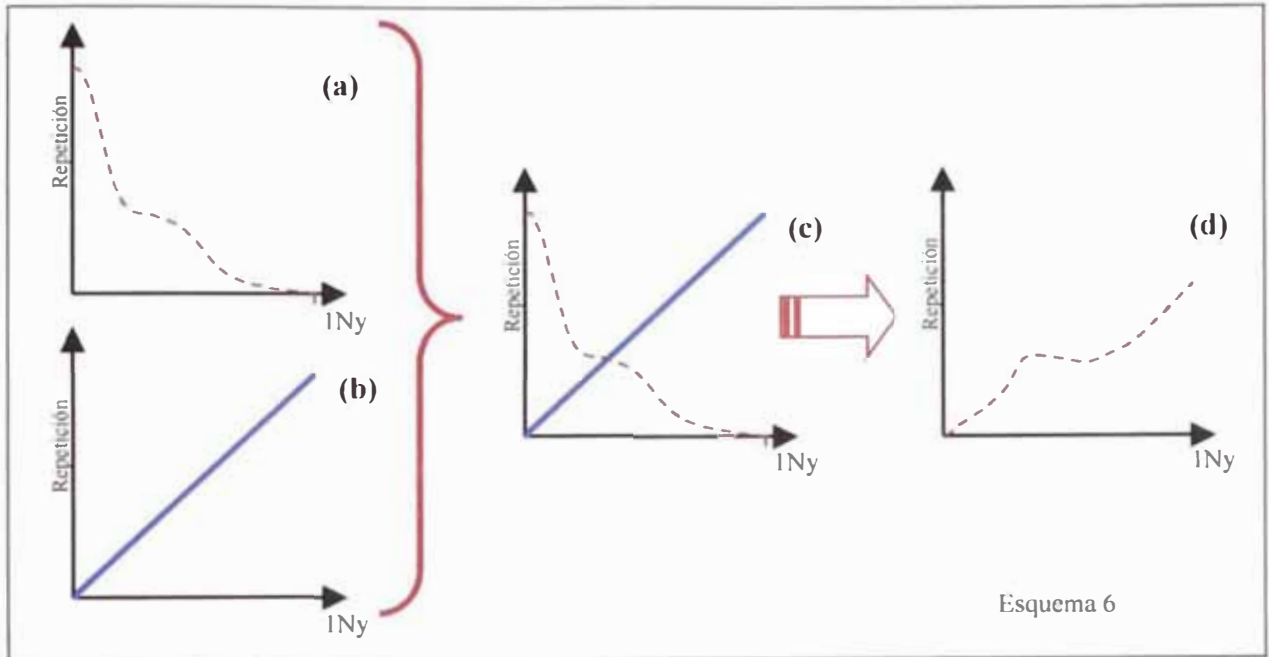
Tabla 3 (*)	Frecuencia Ny	Representa a
	Baja	Fondo de la imagen
	Mediana	Señal de la Imagen
	Intermedia Alta	Bordes de la imagen
	Alta	Ruido de Reconstrucción



Si graficamos la transformada de Fourier de una imagen con buena estadística de cuentas, obtendremos una curva como la indicada en el esquema 5-a-. Si posee mala estadística de conteo pero suficiente cantidad de proyecciones, se graficaría como en 5-b-. Finalmente si posee buena estadística de conteo pero pocas proyecciones, la curva obtenida sería como la 5-c-.



La aplicación de filtros en el espacio de las frecuencias es simple y rápido. Los filtros son *funciones matemáticas* que modifican las diferentes frecuencias según los parámetros de dicha función (ecuaciones). Durante la retroproyección se aplica, casi en la totalidad de los software, un filtro llamado **RAMPA**. La función matemática que lo representa es la de una recta con origen 0 en la frecuencia 0 Ny, y ascendente con una pendiente determinada hacia las altas frecuencias (Esquema 6 –b- y punto 5 Filtro pasa altas frecuencias)



La imagen original (representada en el Esquema 6-a-; **IMAGEN “CRUDA”**; en inglés Raw image) va a ser modificada frecuencia a frecuencia por medio del filtro Rampa (Esquema 6-c-). Se multiplica el valor del filtro para cada frecuencia dada al valor de la imagen para esa frecuencia. Como resultado de esta multiplicación, las bajas frecuencias de la imagen original son eliminadas o disminuidas, las medianas frecuencias son discretamente aumentadas y las altas frecuencias resultan muy aumentadas (Esquema 6-d-). Si planteamos la imagen como componentes; observamos el siguiente resultado (Tabla 4):

Tabla 4		Imagen Cruda (Raw Image)	Imagen Filtrada (Rampa)
	Fondo de la imagen	↑↑	↓↓
	Señal de la Imagen	↑	↑
	Bordes de la imagen	↓	↑↑
	Ruido de Reconstrucción	↓↓	↑↑↑

b) Método Iterativo de reconstrucción:

Este método es un paso evolutivo a la Retroproyección filtrada, y fue posible su aplicación a partir de la evolución de la tecnología en computación dado que utiliza mucha memoria y requiere muchos pasos que anteriormente demandaban hasta 3 horas. Con las computadoras modernas, el tiempo estimado es de 30 min variando según el software y microprocesador que tiene la computadora.

Describiremos brevemente, el complicado proceso de reconstrucción de los cortes tomográficos con esta metodología (Esquema 7).

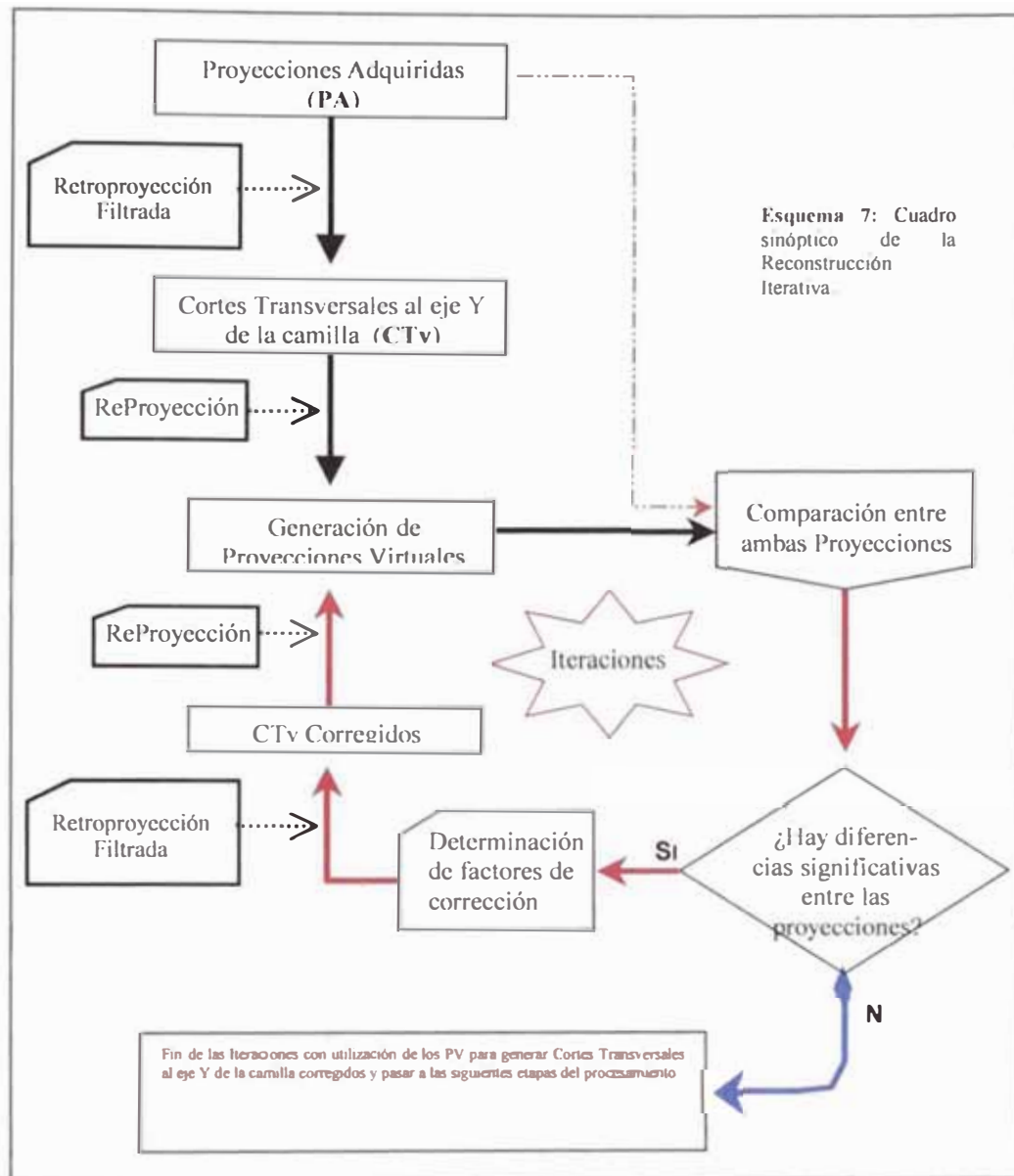
Al comenzar el procedimiento, se efectúa una retroproyección filtrada convencional de las proyecciones adquiridas para obtener cortes transversales según el eje Y de la camilla. A partir de estos cortes, se genera una rutina que corrige posibles errores en la retroproyección. Así, se minimizan los artificios obtenidos en los cortes tomográficos finales.

La rutina involucra un procedimiento que se denomina Reproyección. Este es el procedimiento inverso a la retroproyección.

¿Cómo se entiende esto? Se producen nuevas proyecciones a partir de los cortes transversales. Estas nuevas proyecciones, en realidad no se ven. Quedan como información interna del software; así que las denominaremos "Proyecciones Virtuales".

A partir de este momento, el Software posee dos tipos de proyecciones:

- a) Proyecciones adquiridas: Las imágenes planares adquiridas durante el giro del cabezal.



b) Proyecciones virtuales: Las imágenes generadas por el software a partir de los cortes retroproyectados, que deberían ser iguales a las proyecciones adquiridas, dado que se obtuvieron por un procedimiento inverso a la retroproyección (la re-proyección).

En este punto del procedimiento, la computadora analiza las diferencias existentes entre las *Proyecciones adquiridas* (PA) y las *virtuales* (PV). Si las diferencias encontradas son importantes, determina un *Factor de corrección* para ser aplicado a los cortes transversales en Y (CTy) mediante una nueva retroproyección. Los cortes transversales resultantes serán los “Cortes

transversales al eje Y corregidos" (CTyC). A estos cortes se los vuelve a Re-proyectar para obtener nuevas *Proyecciones Virtuales*.

Ahora poseemos Nuevas PV que serán comparadas con las PA. De la evaluación entre ellas, se decidirá si se vuelve a repetir la rutina (Iteración), o se termina el procedimiento.

El software decide la finalización de la rutina cuando las PA poseen diferencias mínimas de las PV.

En resumen: 1º se efectúa una retroproyección filtrada de las proyecciones adquiridas para obtener cortes transversales según el eje Y de la camilla. A partir de ésta, se genera una rutina que corrige posibles errores en la retroproyección iterando tantas veces como sea necesario. Así, se minimizan los artificios obtenidos en los cortes tomográficos finales.

Los cortes transversales así obtenidos, poseen el espesor de 1 px y describe una imagen 2D: es una imagen planar que representa todo el espesor del área de reconstrucción para una altura de corte determinada en el órgano-tejido examinado. Esta imagen está compuesta por **VÓXELES**: Estos son los píxeles en 3D.

5. Filtrado de los cortes transversales:

En la tabla 5 se muestran los diferentes componentes de una imagen según su frecuencia y cómo debe ser modificada para obtener cortes de alta calidad diagnóstica.

Para lograr el cometido, se aplica durante la retroproyección el filtro Rampa a los Cortes Transversales al eje Y. Este filtro como veremos a continuación elimina las bajas frecuencias y deja pasar y exalta las altas frecuencias (Tabla 4, Esquema 6)

Tabla 5 (*)	Frecuencia Ny	Representa a	Debe se eliminado	Debe ser preservado/evidenciado
	Baja	Fondo de la imagen	XXX	
	Mediana	Señal de la Imagen		XXX
	Intermedia Alta	Bordes de la imagen		XXX
	Alta	Ruido de Reconstrucción	XXX	

Tabla 5: muestra la influencia de las diferentes frecuencias en la imagen y cómo se debe proceder para obtener una imagen de mejor calidad [(*)Correlacionar esta tabla con el Esquema 7]

Para poder efectuar las modificaciones de los diferentes componentes debemos utilizar diferentes tipos de filtros. Como vimos anteriormente (*Punto 4-a. Filtrado durante la retroproyección*), para efectuar estos cambios, se utilizan funciones matemáticas aplicadas en el espacio de las frecuencias (Empleando la Transformada de Fourier).

Tabla 6	Clasificación	Sub-Clasificación	Ejemplos
	Alisadores	Pasa altas	Rampa
		Pasa Banda	Gaussiano
		Pasa Bajas	Butterworth, Hamming, Hanning, Shep-Logan, mixtos
Restauradores		Wiener	
		Metz	

Tabla 6: Clasificación de los diferentes tipos de filtros que pueden ser aplicados en la reconstrucción de los cortes tomográficos

Los diferentes tipos de filtros se clasifican según el resultado que produce en la *imagen cruda*. Existen dos grandes grupos de filtros (Tabla 6)

Todos los filtros tienen "*Parámetros*": éstos son las variables que pueden ser modificadas para ajustar las características de un filtro y así obtener un mejor resultado.

- a) Evidenciar o permitir el paso de las frecuencias medias
- b) Limitar el paso de frecuencias indeseadas, que degradan la imagen (altas y bajas frecuencias)

No hay regla para la utilización de los filtros en general. Esto es así porque no se utilizan las mismas ecuaciones en su programación: hay variaciones entre los filtros con igual nombre entre los diferentes software.

1) Filtros Alisadores:

Estos filtros, llamados "*smooth filters*" en inglés, tienen en común la propiedad de DISMINUIR O ANULAR un cierto rango de frecuencias de una imagen dada. Es decir que son estrictamente "Filtros": dejan pasar un rango de frecuencias y limitan otros. De acuerdo a qué frecuencias deja pasar, es que se los denomina: Pasa bajas, Pasa banda y pasa altas frecuencias (Esquema 7).

Todos los filtros son funciones matemáticas, como se ha mencionado anteriormente. Estas son ecuaciones que contienen: variables y constantes relacionadas por funciones.

A) FILTROS PASA ALTAS FRECUENCIAS (HIGH-PASS):

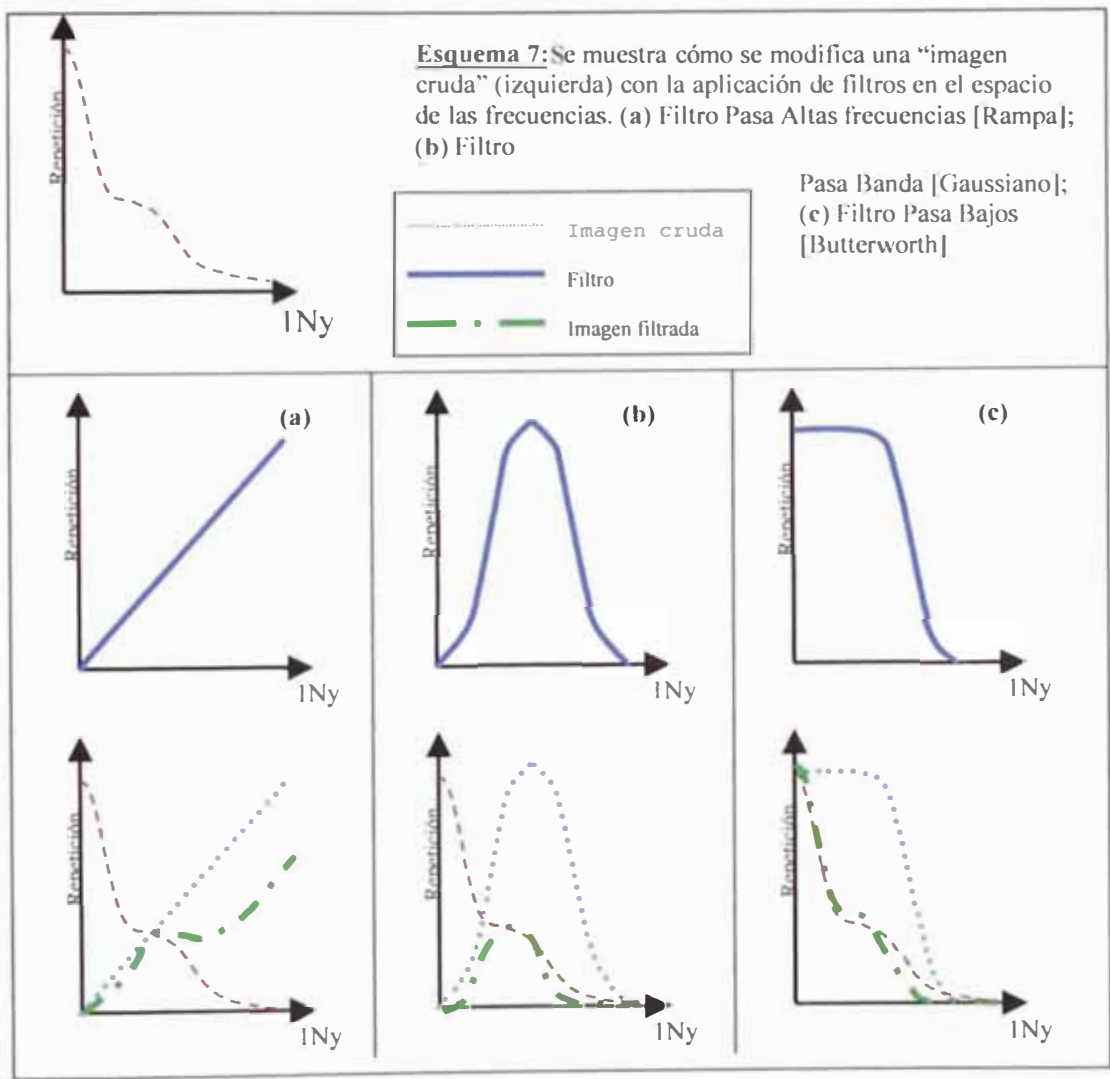
Este tipo de filtros limita el paso de las bajas frecuencias (Reduce el de *Ruido de Adquisición*). Es generalmente, el primer filtro utilizado. También, en algunos software este filtro se combina con otros para conformar filtros compuestos.

La función matemática (3) que la representa es la de una recta:

$$Y = a + b.X \dots\dots(3)$$

El punto de origen es siempre 0 (a=0). La variable que puede ser modificada es la pendiente (b)

Este filtro sobre-expresa siempre las frecuencias altas. A mayor pendiente, mayor expresión de frecuencias más altas y mayor expresión de frecuencias cada vez más bajas (Esquema 6, Esqema 7-a).



B) FILTROS PASA BAJAS FRECUENCIAS (LOW-PASS):

Estos filtros limitan el paso de las altas frecuencias, sin modificar las bajas. Son los más utilizados en la reconstrucción de los cortes tomográficos. Como todo filtro, éstos están conformados por diferentes ecuaciones, y según la ecuación utilizada, adquieren diferentes nombres.

El más conocido, es el filtro Butterworth. Describiremos sus parámetros (Figuras 3.9, 3.10 y 3.11; Esquema 8). Este filtro posee la característica de comenzar a filtrar los componentes de frecuencia a partir de una frecuencia, y con una pendiente determinadas. Ambos parámetros pueden ser modificados:

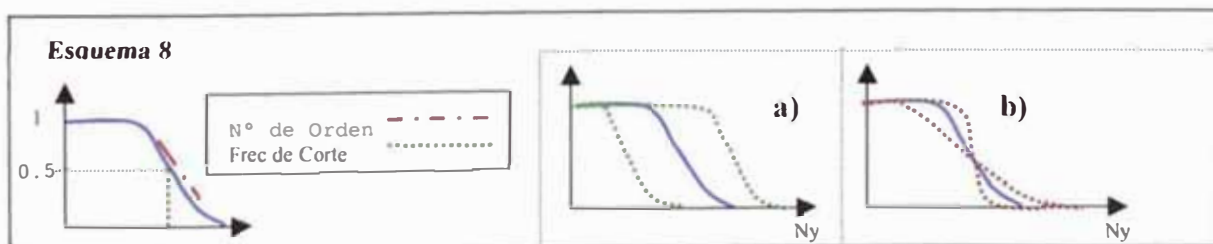
FRECUENCIA DE CORTE: Se define sobre el eje X (Frecuencia N_y) y esta representada por un punto en la curva. Este punto difiere de software a software. Puede estar referido al punto en el cual el factor de multiplicación es 0,5 (descenso de la curva al 50%), punto en el cual la curva desciende 75%, o punto en el cual la curva comienza a descender (comienzo del corte de frecuencias).

Este parámetro es el que primero se modifica, dado que produce cambios importantes en el resultado final del filtro (Esquema 8-a). Generalmente se prueban diferentes frecuencias de corte y cuando se identifica la mejor, se pasa a modificar el siguiente parámetro (Nº de Orden)

NÚMERO DE ORDEN: Se refiere a la pendiente con la cual baja la curva del filtro. Al variar su valor, cambia la pendiente de bajada del filtro y genera cambios finos en el resultado final del filtro (Esquema 8-b). Este parámetro se utiliza para ajustar el filtro en los pasos finales del filtrado de los cortes.

Así, tenemos que a mayor frecuencia de corte mayor entrada de ruido; a menor pendiente mayor entrada de ruido. Este tipo de filtros corta solo las frecuencias por encima de la frecuencia de corte, y no modifica las bajas.

Otros filtros Pasa Bajo son el Hamming, Hanning (función sinusoidal), Shep-Logan, etc. Si se utilizan en el software, deberán interiorizarse de los diferentes parámetros para poder utilizarlo correctamente)



Cortes transversales al eje Y, luego de la aplicación de la Retroproyección Filtrada (Filtro (RAMPA)



I= Transformada de Fourier de la imagen cruda
F= Filtro Butterworth

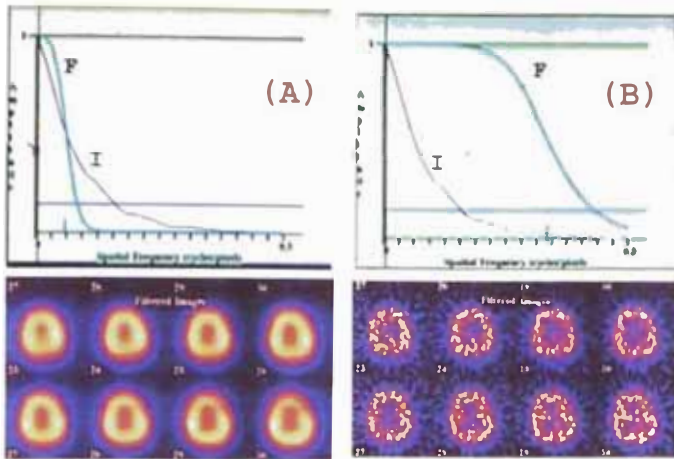


Figura 3.9: Filtro Butterworth. Se visualiza la modificación de los cortes transversales obtenidos pos-retroproyección filtrada utilizando diferentes *frecuencias de corte*.

(A) Baja frecuencia de corte que genera la eliminación de los componentes de: ruido de reconstrucción, bordes y señal; quedando solo el componente de Ruido de adquisición

(B) Alta frecuencia de corte Los cortes obtenidos son similares a los cortes pos-retroproyección filtrada

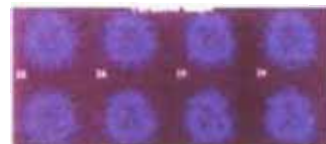
Figura 3.10: Filtro Butterworth.

e visualiza la modificación de los cortes transversales obtenidos pos-retroproyección filtrada utilizando diferentes *número de orden*.

(A) Número de orden intermedio que generan cortes con una relación entre los diferentes componentes de la imagen tal que produce cortes pos-filtrado de calidad óptima

(B) Aumento del número de orden Al aumentar la pendiente, se cortan los componentes de alta frecuencia como bordes y ruido de reconstrucción. En este caso se pierden bordes y la imagen no es buena.

Cortes transversales al eje Y, luego de la aplicación de la Retroproyección filtrada (Filtro RAMPA)



I: Transformada de Fourier de la Imagen
F: Filtro Butterworth

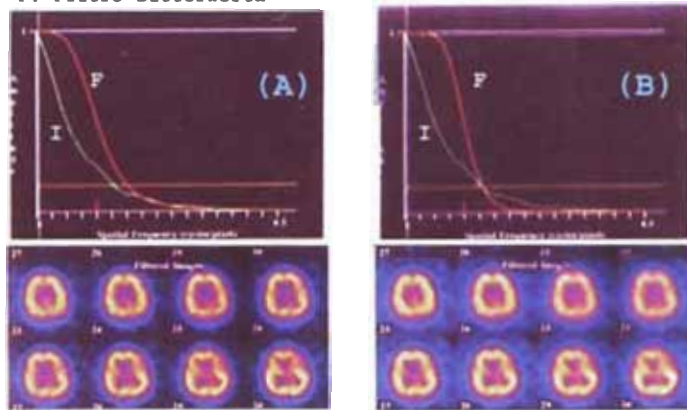
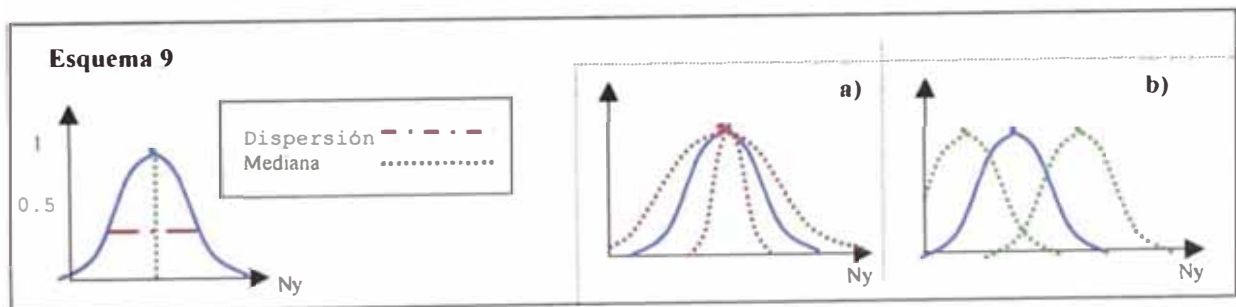


Figura 3.11: En nuestro ejemplo del SPECT óseo en cráneo, se observa arriba los cortes transversales al eje Y retroproyectados y con Filtro Rampa (Sin ruido de adquisición). Luego de la aplicación de un filtro Pasa Bajos (Butterworth) se obtienen los cortes transversales filtrados. Habiendo eliminado el componente de Ruido de reconstrucción.



c) FILTROS PASA BANDA FRECUENCIAS (BAND-PASS):

En general se utilizan los *filtros Gaussianos*. La función produce una campana de Gauss. Los parámetros que pueden modificarse son la dispersión de la campana (ancho de la campana.- Esquema -a) y la posición de la mediana (frecuencia a la cual se encuentra la mediana de la campana.- Esquema 9-b)



Estos filtros cortan las bajas y altas frecuencias: Disminuyen los dos componentes de ruido (Adquisición y Reconstrucción) y permiten el pasaje de las frecuencias medias (Señal-bordes de la imagen Figura 3.12)

Cortes transversales al eje Y, luego de la aplicación de la Retroproyección filtrada (Filtro RAMPA)



F: Filtro Gaussiano
I: Transformada de Fourier de los cortes crudos

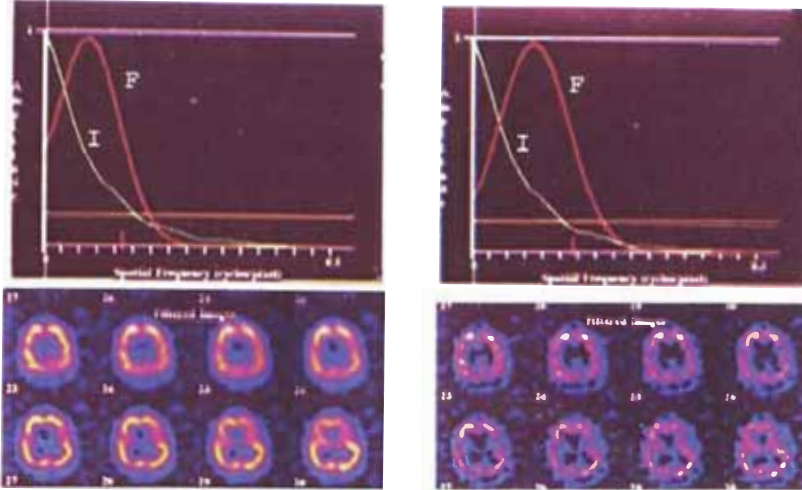


Figura 3.12 Filtro Band-pass. Se visualiza la modificación de los cortes transversales obtenidos por retroproyección filtrada utilizando diferente posición de la mediana. (A) Desplazado a la izquierda que generan cortes con una relación entre los diferentes componentes de la imagen tal que produce cortes pos-filtrado de calidad óptima (B) Desplazado a la derecha Al aumentar la frecuencia de la mediana, pasan los componentes de alta frecuencia y mediana alta, degradando los cortes resultantes.

2) Filtros Restauradores:

Estos filtros, llamados “restoring filters” en inglés, tienen en común la propiedad de AUMENTAR un cierto rango de frecuencias de una imagen dada. Es decir, dejan pasar y realzan un rango de frecuencias. Como ejemplo de estos filtros se conocen los Filtros Metz y Wiener.

En estos casos, los filtros restauradores poseen factores multiplicadores mayores de 1. Al multiplicar una frecuencia por un número mayor a 1, esa frecuencia se sobre-expone. Esta es la diferencia fundamental con los filtros alisadores. Estos últimos tienen como mayor factor de multiplicación a la unidad (1). En este caso no se modifica la frecuencia. Cuando el factor de multiplicación es menor de 1, las frecuencias afectadas en la imagen disminuyen o desaparecen.

Los filtros restauradores no son habitualmente utilizados. Se requiere un manejo avanzado del concepto de filtrado para poder aplicarlos convenientemente.

6. Corrección por atenuación:

Los fotones de una fuente poseen una dirección radial. Si la fuente tiene un espesor importante, los fotones emitidos desde el centro tienen mayor probabilidad de interactuar con la materia que compone a la fuente y ser desviados o atenuados de acuerdo a la composición de la fuente.

En el caso de un paciente, éste se comporta como una fuente no homogénea (la acumulación del radiofármaco depende del tejido por el cuál tiene afinidad metabólica). Los tejidos que componen al ser humano, poseen diferentes constantes de atenuación, dependiendo de su composición: aire, agua (tejidos blandos) y hueso.

El diámetro corporal es considerable y los fotones que se producen en el centro del paciente son atenuados en cierto porcentaje.

Por lo antes expuesto, luego de la reconstrucción obtenemos cortes transversales con mayor actividad en la periferia que en el centro (Figura 3.13). Esto se evidencia con mayor facilidad si evaluamos un fantoma Jaszczak en la zona de uniformidad, donde se debería obtener un corte homogéneo, mientras que se obtiene un halo periférico hipercaptante. (Figura 3.14)

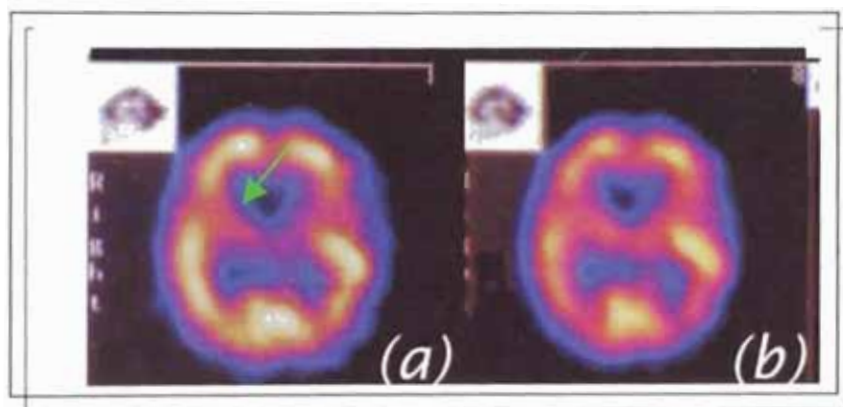


Figura 3.13: corte transversal de cerebro Perfluación cerebral con HMPA-99mTc. e evidencia la influencia de la corrección por atenuación: a) sin corrección y b) con corrección por atenuación. e observa la corrección de la imagen, visualizándose mejor los ganglios basales (Flecha)

Existen dos formas de Corrección por atenuación:

- a) Método de Coeficiente de atenuación único (Método de Chang):
- b) Método de Coeficiente de atenuación variable:

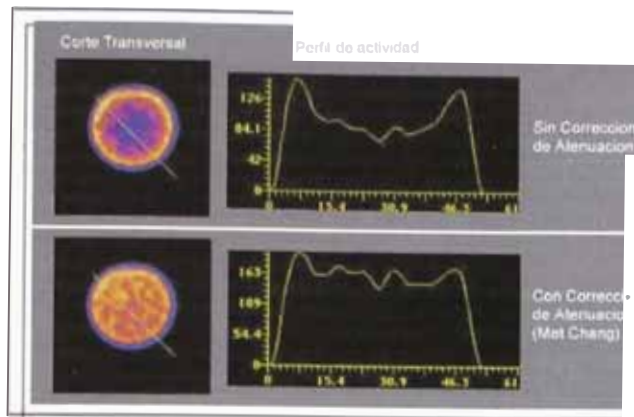


Figura 3.14: Influencia de la corrección por atenuación por el método de Chang. Se muestra el perfil de actividad de un corte transversal de la zona de uniformidad del fantoma Jaszczak: Desciende en la zona central cuando no se corrige por atenuación (Arriba). En la imagen inferior, se observa la corrección evidenciando una elevación del perfil de actividad en la zona central

La elección del método a utilizar depende de diferentes factores:

1) Tecnología del sistema SPECT:

Se refiere a la presencia de uno o ambos métodos de corrección. Todos los sistemas SPECT tienen la posibilidad de efectuar la corrección por el método de Chang. Solo los sistemas modernos de 2 ó más cabezales, poseen el método de coeficiente variable.

2) Distribución del radiotrazador:

Este punto es importante. De acuerdo a este parámetro, se decide la aplicación o no de la corrección por atenuación: si el radiofármaco está distribuido solo en la periferia del paciente (costillas, vértebras, etc) y no hay fondo radioactivo, no hace falta efectuar la corrección. En los casos en los cuales el sitio de interés es profundo y/o macizo (Cerebro, Hígado) o el radiofármaco presenta distribución generalizada (Galio-67, 111-In), hace falta aplicar la corrección para poder obtener información adecuada del centro del paciente/órgano.

Hay excepciones a este último punto: se da cuando la estructura de interés es superficial y hay órganos internos que poseen alta concentración del radiotrazador (En pelvis: la vejiga puede tener alta concentración y deseamos hacer un SPECT de caderas o muslos). En estos casos, la corrección por atenuación aumentaría la imagen de la vejiga y entorpecería la visualización de las estructuras a estudiar.

a) Método de Coeficiente de atenuación único (Método de Chang):

Este método utiliza la fórmula exponencial (4) de atenuación para generar la corrección, asumiendo que todos los tejidos presentan el mismo coeficiente de atenuación.

$$Intensidad_d = Intensidad_{d_0} \cdot e^{\mu \cdot d} \dots(4)$$

En donde:

Intensidad_d = Intensidad a una cierta distancia de la periferia

Intensidad_{d₀} = Intensidad en la periferia (distancia Fuente-superficie corporal)

μ = constante de atenuación de un tejido para un radionucleido determinado

La constante de atenuación es conocida para los diferentes isótopos y tejidos. Y es importante recordar que el valor de la constante para un radionucleido depende del tejido que se interpone

En la práctica, el tejido que se toma en cuenta en este método es el agua, dado que estamos compuestos en la mayoría por este elemento (Tabla 7).

De ahí que se pueda utilizar este método en regiones corporales como abdomen y pelvis, donde los tejidos interpuestos a la fuente están compuestos por agua.

En el caso de tórax hay diferentes tejidos (Aire, hueso y agua) y la corrección no sería adecuada.

Tabla 7	Radionucleido	Coeficiente de atenuación (1/cm)
	Tecnecio-99m	0.12
	Galio-67	0.08
	Indio-111	0.09

En el cerebro, éste tipo de corrección también puede ser utilizado, dado que es un tejido blando (agua) circundado íntegramente por hueso. En ese caso, ambos tejidos influirán en la constante de atenuación que debe ser utilizada. Será mayor la corrección que se debe efectuar que la requerida para Abdomen o Pelvis, dada la presencia del tejido óseo: 0.11/cm para el tecnecio-99m.

El parámetro de distancia debe ser conocido por el software para poder aplicarlo a la fórmula de corrección. Para ello, durante el procedimiento hay que identificar, por medio de rois, los bordes del paciente.

b) Método de Coeficiente de atenuación variable:

Este método se ha desarrollado actualmente para poder realizar la corrección por atenuación en el Tórax, donde existen diferentes tejidos atenuadores, con muy diferente coeficiente de atenuación. Si utilizamos el método de Chang, éste sobre-correría en la zona en la cual se interpone el Aire; e infra-correría en la zona donde se interpone Hueso.

Para poder conocer los diferentes *Coeficientes de atenuación*, se realizan imágenes de transmisión. Para ello hay un requerimiento de Hardware que es que el sistema SPECT posea doble o triple cabezal y fuentes radioactivas para transmisión. Así se pueden generar mapas 3D de los diferentes coeficientes de atenuación tisular por medio de estas imágenes.

Adquisición del mapa de atenuación:

Una imagen de transmisión se genera utilizando una fuente de radiación externa al paciente (Figura 3.15). Se ha mencionado este tipo de imágenes cuando se describieron los 'markers' externos con fuente plana de ^{57}Co ó $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

En el caso de las imágenes de transmisión en SPECT se utilizan radionucleidos de larga vida media y con energías diferentes a la de los radionucleidos utilizados en la marcación de los fármacos. En general se utiliza al Gadolinio 153 (^{153}Gd) conformando fuentes lineales que pueden estar distribuidas en una fuente móvil única (Figura 3.16-a, 3.16-b) o a lo largo de un arco en distintas fuentes (Fig 3.16-c).

Otro tipo de fuentes que se encuentran en el mercado son las fuentes de Rx. En estos casos, los equipos son un híbrido entre un sistema SPECT y TAC (Figura 3.17). Estos sistemas poseen dos cabezales (cámara gamma) para efectuar las imágenes de radionucleidos y un dispositivo emisor / detector de Rx.

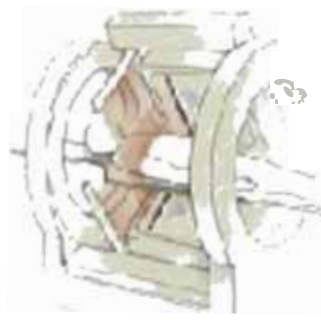


Figura 3.15: se observa la generación de las imágenes de transmisión en un sistema doble cabezal con 2 fuentes lineales.

La cámara doble cabezal debe adoptar una disposición en 45° entre los cabezales para poder efectuar este tipo de corrección. En las cámaras de triple cabezal, dos detectores se utilizan para las imágenes de emisión y la tercera se utiliza con un colimador convergente y la fuente de transmisión se sitúa opuesta a ésta, para efectuar las imágenes para el mapa de corrección.

Este tipo de imágenes pueden ser adquiridas:

- 1) Secuencialmente a la adquisición de las imágenes de emisión, utilizando diferentes ventanas energéticas: Una vez inyectado el paciente, o inmediatamente antes de hacerlo, se lo sitúa en la camilla. Se adquiere un SPECT de transmisión (ubicando la ventana energética en el fotopico de la(s) fuente(s) de transmisión) y posteriormente uno de emisión con ventana en el radionucleido del radiofármaco inyectado.
- 2) Simultáneamente utilizando diferentes ventanas en diferentes zonas del cabezal: En este caso, se adquieren ambos SPECT (emisión y transmisión) al mismo tiempo. Para ello se genera por software una ventana móvil a lo largo del cabezal para la fuente de transmisión, mientras el resto del cabezal adquiere la imagen de emisión del paciente.

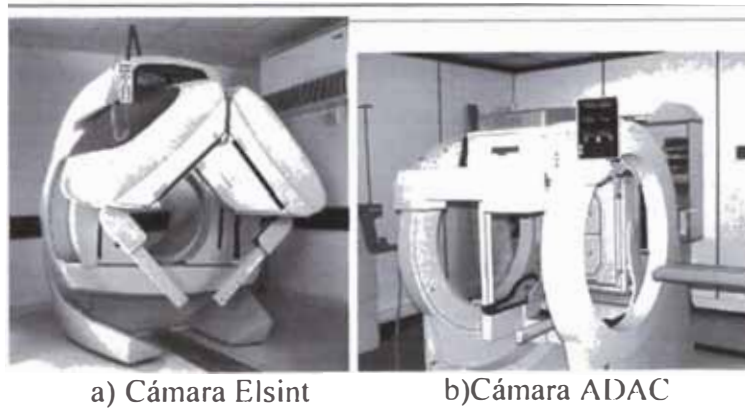


Figura 3.16: Diferentes arreglos geométricos de las fuentes lineales de ^{153}Gd .



Figura 3.17: sistema PECT/TAC para corrección de atenuación con coeficiente de atenuación variable

La adquisición de proyecciones de transmisión sufren el mismo procesamiento que las de emisión (retroproyección) para obtener cortes transversales al eje Y. Estos cortes representarán la diferente magnitud de atenuación de los distintos tejidos (Figura 3.18-b). A partir de estas imágenes se obtienen los coeficientes de atenuación para cada sector del corte y se los utiliza para corregir los cortes generados por las proyecciones de emisión (Figura 3.18-a) luego de su reconstrucción.

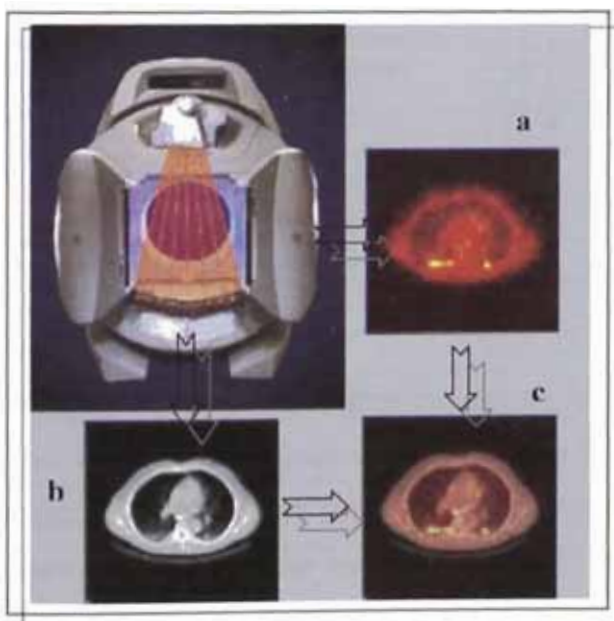


Figura 3.18: sistema PECT/TAC mostrando la generación de cortes transversales de emisión (a), mapa de transmisión (b) y la posibilidad de fusión entre ambos cortes para obtener la ubicación anatómica de las lesiones encontradas en las imágenes funcionales (emisión) (c)

Un beneficio adicional que poseen los sistemas SPECT/TAC es que las imágenes de transmisión que generan son Tomografías Axiales computadas de baja calidad. Estas sirven como localizadores anatómicos de sitios captantes en las imágenes de emisión (medicina nuclear) Para ello se generan imágenes de fusión SPECT:TAC (Figura 3.18-c)

7. Generación de los Cortes 3D:

Como hemos descrito anteriormente, la reconstrucción de las proyecciones genera cortes transversales al eje Y de la camilla. En SPECT es importante poder obtener cortes transversales al eje axial (eje Y) del paciente, así como los cortes accesorios del mismo (coronales y sagitales)

Para entender el procedimiento, necesitamos conocer los planos en que se divide al paciente y cómo se relacionan éstos con los ejes de la camilla.

Ejes de la camilla:

SPECT es una técnica tridimensional y por lo tanto configura una matriz con 3 ejes (Figura 3.19):

X ...eje a lo ancho de la camilla.

Y ...eje a lo largo de la camilla.

Z ...eje perpendicular a ambos ejes X e Y.

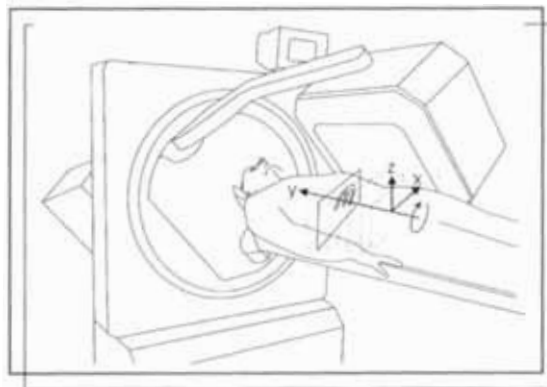


Figura 3.19: Gráfico que muestra los distintos ejes de la camilla

Planos del paciente:

Utilizando los ejes antes mencionados, el paciente puede ser dividido en 3 planos (Figura 3.20): Transversal, Coronal y Sagital. El primero es el plano más conocido y es el que se emplea en tomografía computada por Rx. Se refiere a un plano compuesto por los ejes X y Z. El plano coronal se conforma con los

ejes Y y X. Por último, el plano sagital corresponde al generado por los ejes Y y Z.

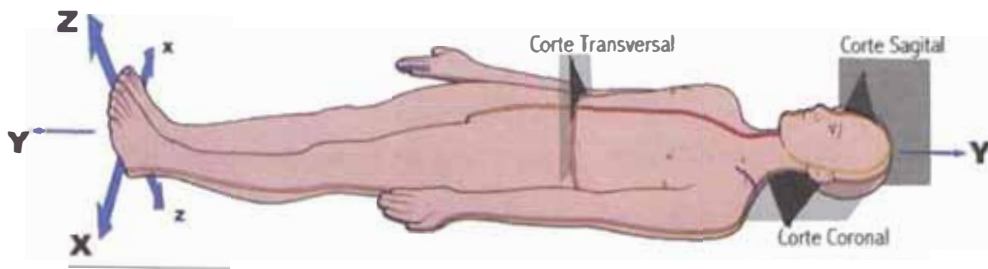
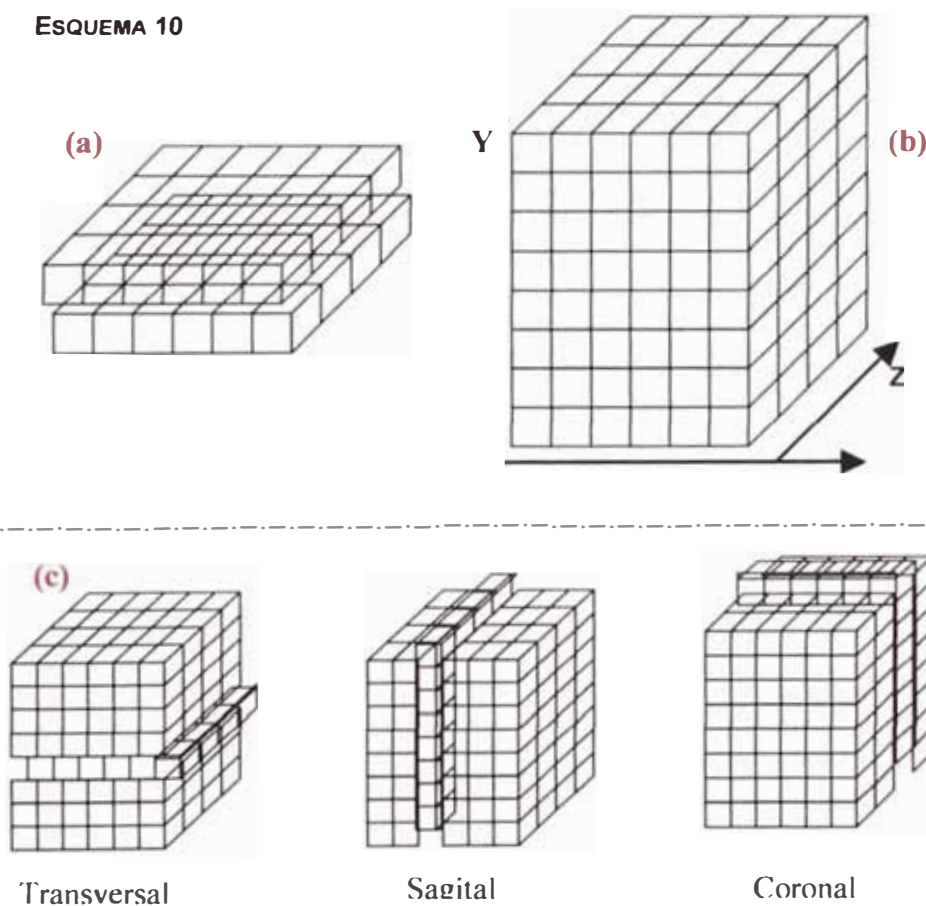


Figura 3.20: Gráfico que muestra los diferentes planos de corte obtenidos luego de la construcción de los cortes 3D.

Generación de los cortes accesorios:

Una vez que se tienen los cortes transversales al eje Y de la camilla, se procede a generar los cortes Coronales y Sagitales. Para ello, se debe generar una matriz 3D (X,Y,Z). Esta matriz se consigue “apilando” los cortes transversales obtenidos (Esquema 10-a, 10-b)

ESQUEMA 10

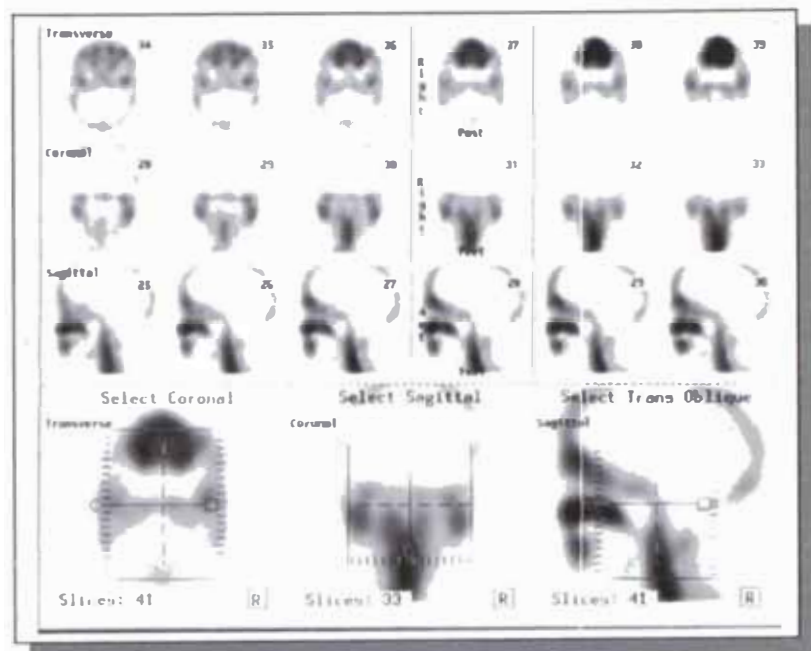


Luego se seleccionan diferentes vóxeles (píxel 3D) para formar los cortes sobre los diferentes planos referidos al eje Axial del paciente (Esquema 10-c):

- a) Plano X,Z Corte transversal.
- b) Plano Y,Z Corte Sagital.
- c) Plano X,Y Corte Coronal.

Si el paciente se ubica respetando el eje Y de la camilla, los cortes obtenidos tras la reconstrucción, serán coincidentes a los cortes trasversales del paciente. Pero, si el paciente se ubica torcido, los ejes serán diferentes y para ello hay que reorientar los cortes obtenidos de la reconstrucción por medio del software (Figura 3.21).

Figura 3.21: Finalizando la reconstrucción del PECT de Cráneo obtenemos los cortes Coronal, sagital y transversal reorientados al eje axial del paciente.



En los estudios de ciertos órganos la reorientación es fundamental. Ese es el caso de Cerebro y corazón. Los cortes del cerebro respetan al eje del cuerpo, mientras que los del corazón poseen un eje propio, dado su posición anatómica.

El corazón posee una orientación de Atrás adelante con el eje desviado a la izquierda y con dirección Céfalocaudal (Figura 3.19)

Se pueden describir 2 ejes:

- a) Eje largo (el descrito anteriormente): Derecha-Izquierda; Céfalocaudal.
- b) Eje corto: Transversal al primero.

De ahí que luego de la reorientación los cortes obtenidos no se denominan como los convencionales, dado que no respetan el eje axial del paciente; sino el del propio corazón (Tabla 8; Figura 3.22)



Tabla 8	Cortes cardíacos	Dirección de los cortes
	Eje largo horizontal	Superior ↔ Inferior (Pos)
	Eje corto	Base ↔ Apex (Punta)
	Eje largo vertical	Septum ↔ pared Lateral

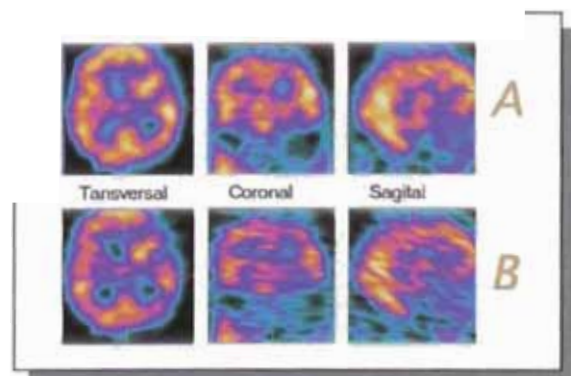
Figura 3.22: Se muestran los diferentes cortes cardíacos y su correlación anatómica.

Filtrado de los cortes accesorios:

Dependiendo del software empleado, los filtros utilizados (Butterworth, Gaussiano, etc) pueden ser aplicados solo a un corte transversal determinado (Filtros aplicados a 2D) o teniendo en cuenta los cortes adyacentes (Filtros aplicados en 3D).

La mejor alternativa es la aplicación de los filtros en 3D (Figura 3.23-a). De esta forma, durante la aplicación de los filtros se efectúa un promedio entre los cortes (Filtro “entre cortes” o “interslice” en inglés).

Figura 3.23: e muestra la influencia de la aplicación de filtros en 3D (A) y 2D (B) durante la generación de los cortes accesorios. Los cortes transversales siempre están bien filtrados, mientras que al aplica solo el filtrado en 2D (sin usar filtrado intercorte) los cortes coronal y sagital poseen mayor ruido estadístico y se degrada la calidad de la imagen.



El resultado de esto es la disminución de la diferencia estadística entre los distintos cortes transversales. Así, cuando se generan los cortes sagitales y coronales, las imágenes obtenidas son de bajo ruido estadístico.

En los casos en los cuales los filtros son aplicados en 2D (cada corte transversal por separado), es necesario filtrar las proyecciones adquiridas antes de retro-proyectar. De esta forma los cortes transversales obtenidos para luego generar los accesorios presentan ya la corrección "intercorte" y los cortes coronales y sagitales disminuyen su ruido estadístico.

Presentación de los cortes:

Al presentar los diferentes cortes, los mismos son situados en los diferentes formatos de imagen con una dirección determinada (tabla 9). Los diferentes software poseen direcciones diferentes. Por ejemplo, los cortes transversales pueden ser localizados en la imagen desplazándose sobre el eje Y, con dirección Superior→Inferior (Céfalo-caudal) o Inferior→Superior (Caudocefálico). La dirección es indistinta, pero hay que conocerla para poder evaluar correctamente los cortes.

Tabla 9	Cortes	Plano	Los cortes transcurren a través del eje	Dirección de los cortes
	Transversales	X,Z	Y	Superior ↔ Inferior
	Coronales	X,Y	X	Posterior ↔ Anterior
	Sagitales	Z,Y	Z	Derecha ↔ Izquierda

Tabla 9: e grafica demuestra el desplazamiento de los cortes en el eje correspondiente y la dirección de presentación de los mismos para los diferentes tipos de planos

CAPITULO IV

Resultados de control de calidad y validación de equipos SPECT en diferentes centros de Medicina Nuclear de Lima

El objetivo de Control de Calidad y Funcionamiento de los equipos SPECT en Lima fue verificar el funcionamiento adecuado de los equipos con respecto a normas y protocolos recomendados por organismos y asociaciones que tienen autoridad en esta materia como NEMA, La American Association of Physicists in Medicine (AAPM), etc. Para ello se ha sugerido realizar las siguientes pruebas:

Pruebas de Aceptación para equipos nuevos

Pruebas de Referencia para equipos nuevos y en funcionamiento

Pruebas de Rutina para equipos nuevos y en funcionamiento

Se realizó el trabajo en dos periodos de tiempo:

- Marzo de 1996
- Octubre-Noviembre 1998

Marzo 1996			Octubre – Noviembre 1998		
Equipo	Modelo - SPECT	Fecha instalación	Equipo	Modelo - SPECT	Fecha Instalac.
• 1	ELSCINT Spx 4HR	10-1992	• 6	Siemens- Orbiter	1998
• 2	ELSCINT Spx 4HR	08-1993	• 7	G.E Millenium MPS	1998
• 3	G.E Starcam 3200	09-1994	• 8 (2)	Siemens Ecam (2C)	1998
• 4	ELSCINT Spx 4HR	08-1992	• 9 (2)	PICKER Prism 2000 XP 2c	1998
• 5	ELSCINT Spx 6HR	08-1995	• 10	G.E Millenium MPR	1998

Clínicas

C. Ricardo Palma 1
 C. Americana
 C. Ricardo Palma 2
 C. San Pablo
 C. San Borja
 C. IsoGamma

Hospitales

H. Almenara
 H. Militar
 H. Fap

Las pruebas de control de calidad efectuadas en 1996, fueron verificadas asumiendo que ya habían sido realizadas las pruebas de aceptación, y teniendo unos valores de referencia, en algunos casos valores dejados por el servicio de mantenimiento después de su última operación.

Las pruebas realizadas en 1998 fueron con el fin de dar aceptación a los equipos instalados entre Noviembre de 1997 a Setiembre de 1998, siendo la mayoría instalados en 1998. De estos, tres son sistemas SPECT de doble cabezal.

Todos los sistemas están en operación y con ellos se realizan estudios planares y tomográficos. No se pudo efectuar de manera estricta las pruebas de aceptación, ya que los equipos estaban en funcionamiento. Por lo tanto, se trató de hacer pruebas de aceptación y en la mayoría de los casos las pruebas fueron de referencia.

De acuerdo a las normas dadas, se iniciaron las pruebas con los controles de equipos planares, continuando con las especificadas para equipos SPECT.

En cada centro se entrenó a la persona designada por los jefes para efectuar las pruebas de control de calidad, encontrando colaboración plena en algunos centros de Medicina Nuclear.

En algunos centros visitados no se realizaban controles de calidad periódicos a los equipos. En algunos sólo se habían realizado pruebas operacionales y de rutina como la de resolución espacial intrínseca. En la mayoría de estos centros las pruebas fueron realizadas por el servicio técnico de mantenimiento del equipo.

En ningún centro existía un programa claramente definido de Control de Calidad, ni un registro ordenado de los datos de sus últimos controles.

Los conocimientos de Control de Calidad de los tecnólogos no eran los suficientes. Se tenía alguna información sobre aspectos básicos del Control de Calidad en equipos planares y en contadas ocasiones en sistemas SPECT.

Se pidió dos días por centro sin tener interrupción de algún trabajo asistencial a pacientes, desde las 8 a.m. hasta la 8 p.m.

El material disponible para las pruebas fue aceptable. En algunas ocasiones no se contó con los fantasmas apropiados para el equipo que se debía revisar. Se observó anomalías como, por ejemplo que los fantasmas de resolución

espacial tenían los agujeros mas grandes que los límites de resolución de equipos modernos. En otros casos, que los fantasmas eran más pequeños que el detector.

Haciendo esta observación y señalando que es necesario que cada centro contemple incluir en el presupuesto de adquisición del equipo, los accesorios necesarios para hacer Control de Calidad, sugerimos que es buena inversión para dar mejor servicio al paciente.

4.1 Fundamento de los esquemas para verificar la Operación

Durante el período de vida útil de una cámara de centelleo se requieren varios niveles de verificación de su desempeño. Inicialmente, los fabricantes ejecutan una serie de pruebas en cada cámara para determinar que sus características coincidan con las especificaciones publicadas. En los Estados Unidos, las pruebas en la fábrica se realizan de acuerdo a los protocolos desarrollados por la National Electrical Manufacture's Association (NEMA) y los resultados en cada cámara se comparan antes de autorizar su embarque, con las especificaciones publicadas. Los patrones de operación de NEMA son reconocidos en todo el mundo, de tal manera que las especificaciones de un fabricante para una cámara nueva son directamente comparables con las de cualquier otro. La mayor parte de las pruebas involucradas son del tipo intrínseco. Es decir, son pruebas de la operación de la cámara misma, efectuadas sin colimador u otro accesorio, de tal manera que reflejan únicamente las características propias de la cámara, y no necesariamente su desempeño operativo bajo las condiciones usuales en la clínica.

El siguiente nivel de comprobación corresponde a las pruebas para la aceptación de la cámara que realiza el usuario en forma independiente después de su instalación, con el objeto de determinar si su desempeño está acorde con las especificaciones del fabricante. Estas pruebas deben ser rigurosas y lo suficientemente similares a los protocolos de NEMA para que sus resultados sean comparables. La American Association of Physicists in Medicine (AAPM) ha preparado dos publicaciones en las que se detallan los protocolos de las pruebas para la aceptación.

Cuando se inician las pruebas de aceptación también es importante iniciar las pruebas de referencia para conocer el desempeño operativo de la cámara de centelleo bajo las condiciones usuales en clínica, las cuales deben repetirse periódicamente como comprobaciones rutinarias. Estas pruebas frecuentemente califican la operación del sistema completo, con colimador y accesorios agregados, y son más fáciles de realizar para el usuario. Varias organizaciones han desarrollado protocolos de referencia, entre ellas se puede citar a la AAPM, a la HPA (United Kingdom Hospital Physicists Association) y la International Electrotechnical Commission (IEC). Finalmente, es de importancia el inicio de las pruebas de operación de la cámara, mismas que se deben ejecutar todos los días en los que se utilice este instrumento.

El programa del trabajo se realizó con el apoyo del coordinador del programa de calidad, Dr. Roque Cano, y la experta, Isabel Alliende.

Durante la realización de las pruebas se contó con la presencia del ingeniero a cargo del mantenimiento del equipo y representante del fabricante. Su presencia fue de gran utilidad ya que en algunos casos este profesional era la única persona capacitada para operar el equipo en condiciones no rutinarias.

Las pruebas que se efectuaron fueron las siguientes:

Prueba	aceptación	referencia	rutina
• Inspección Física y mecánica del sistema	X		
• Intrínsecas			
• Uniformidad del campo	X	X	T
• Resolución espacial	X	X	S
• Resolución energética	X	X	S
• Linealidad espacial	X	X	
• Tasa de conteo	X	X	S
• Extrínsecas			
• Uniformidad de campo	X	X	S
• Linealidad espacial	X	X	
• Resolución espacial	X	X	
• Integridad y verificación de angulación del colimador	X		

- Sensibilidad del sistema X X S
- Prueba de filtración a través del blindaje del detector X

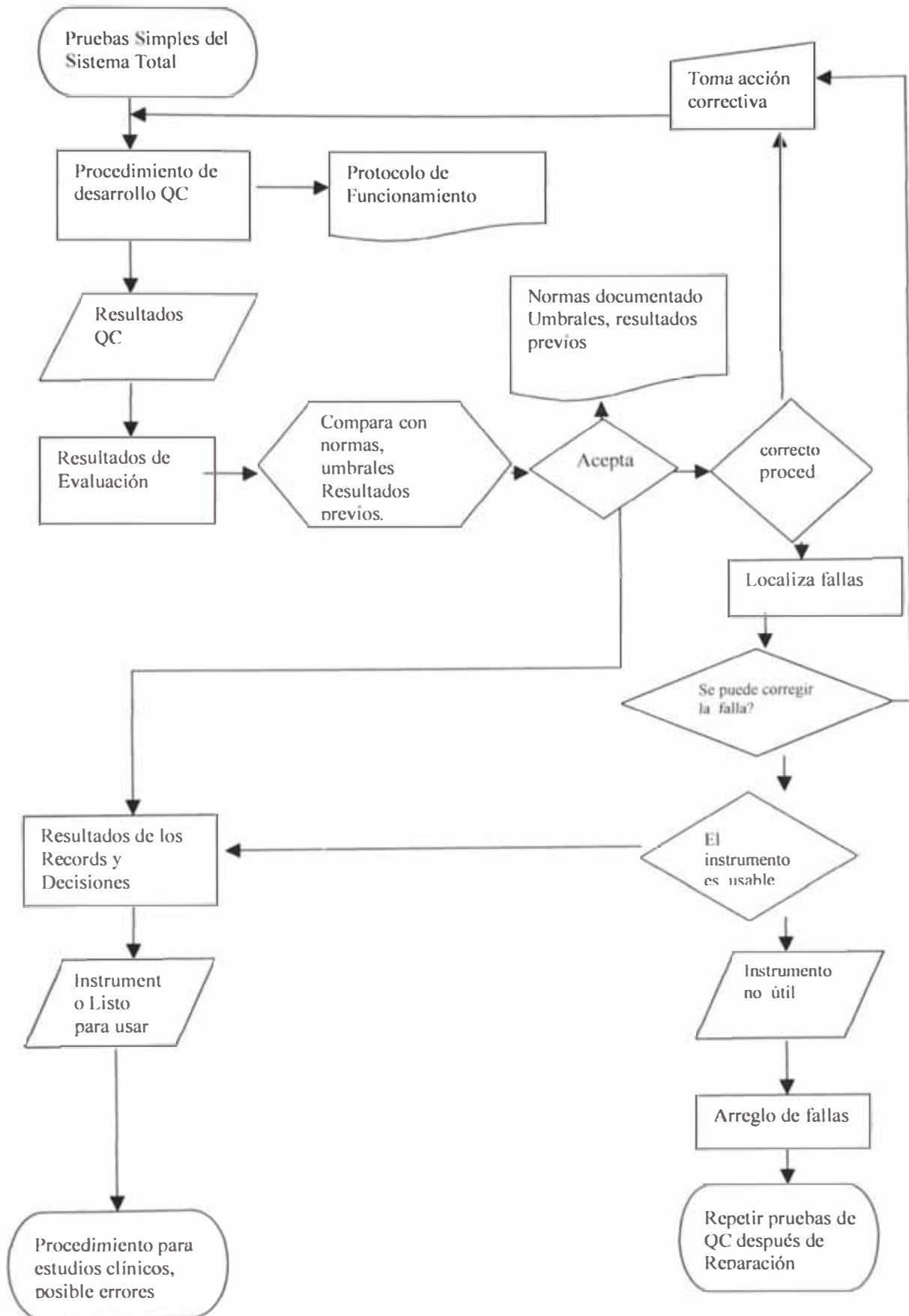
- Tomográficas
 - Determinación del tamaño absoluto del pixel X
 - Prueba del corrimiento del centro de rotación y alineación del eje "Y" con el eje de rotación. X X S
 - Resolución tomográfica en el aire X X
 - Uniformidad tomográfica X X S
 - Resolución Tomográfica X X S

Antes de pasar a detallar los resultados encontrados en cada prueba, se dará unas definiciones de cada prueba.

4.2 Características de Operación

Únicamente las pruebas apropiadas pueden determinar si una cámara de centelleo opera como es debido. A continuación se muestra un diagrama de flujo del control de calidad y se describen los conceptos concernientes a las verificaciones para la aceptación y las pruebas rutinarias, junto con los factores operativos que influyen.

Diagrama de Flujo de Control de Calidad del equipo SPECT



Resolución Espacial

La resolución espacial es una característica de operación de una cámara de centelleo, que describe su capacidad para resolver como entidades distintas, a dos fuentes radiactivas puntiformes o lineales separadas.

La resolución espacial se cuantifica convencionalmente, ya sea mediante la amplitud total a la mitad de la altura máxima (FWHM) de la respuesta a una fuente radiactiva lineal delgada, en el sentido perpendicular a la fuente, o como la separación mínima que se puede distinguir entre dos fuentes radiactivas. (Así una amplitud o una separación pequeña, corresponden a una resolución espacial buena o "alta"). La resolución espacial que manifiesta el detector sin el colimador, R_i , se reconoce como resolución intrínseca. El colimador aislado tiene una resolución espacial, R_c , la cual es mayor cuando la fuente radiactiva se encuentra en la superficie del colimador y se degrada conforme la fuente se aleja de éste. La resolución del sistema, R_s , dada por el conjunto del detector con el colimador montado, se puede estimar a partir de una fuente radiactiva colocada a una cierta distancia del colimador, a partir de la expresión (4)

$$R_s = \sqrt{R_i^2 + R_c^2} \dots\dots(4)$$

La resolución espacial intrínseca mejora con el aumento de fotomultiplicadores para cristales de un mismo diámetro (lo que implica un diámetro menor para cada tubo), o con el incremento de la energía de los fotones gamma incidentes, y con la disminución del espesor del cristal o de la guía de luz, de la amplitud de la ventana del PHA, de la proporción de fotones gamma dispersos y de la tasa de conteo.

Los factores principales que degradan la resolución espacial intrínseca, son:

- Las fallas de los componentes electrónicos
- La sintonización inadecuada de las ganancias de los fotomultiplicadores
- Los defectos y el deterioro del cristal
- Las tasas de conteo elevadas. En algunas cámaras, el simple cambio a una modalidad con tasas de conteo elevadas es suficiente para reducir su resolución espacial.
- La resolución del sistema se afecta por la selección del colimador.
- Se degrada conforme se aleja la fuente radiactiva del colimador.

Resolución Energética

La resolución energética es una característica de operación de la cámara de centelleo, que describe su capacidad para distinguir entre dos fotones de energías distintas, en particular entre la radiación primaria y la dispersa. Se cuantifica convencionalmente como la amplitud total a la mitad de la altura máxima del fotopico, medida en unidades de energía y expresada como una fracción porcentual de la energía de la radiación gamma (% FWHM). (Así, un %FWHM pequeño implica una resolución energética buena o "alta").

Los factores principales que degradan la resolución energética, son:

- La sintonización inadecuada de la ganancia de los fotomultiplicadores
- Las fallas de uno o de varios fotomultiplicadores
- Los defectos o el deterioro del cristal
- La separación física del ensamblaje de fotomultiplicadores y la guía de luz en relación con el cristal, y las tasas de conteo elevadas.

Uniformidad de campo

La respuesta a la irradiación uniforme, es una característica de operación de una cámara de centelleo, que describe el grado de uniformidad de la densidad de conteo en la imagen cuando el detector recibe un flujo espacialmente uniforme de fotones gamma incidentes o, en forma alternativa, el grado de constancia de la tasa de conteo proveniente de una fuente radiactiva puntiforme colimada, cuando ésta se mueve sobre el campo de visión del detector.

La uniformidad ante el llenado de campo se puede cuantificar como el grado de uniformidad que exhibe el detector mismo (uniformidad intrínseca), o por el que muestra el conjunto del detector con el colimador colocado (uniformidad del sistema). También puede cuantificarse en términos de la variación máxima de la tasa de conteo en todo el campo de visión (uniformidad integral), o como la tasa máxima del cambio de la densidad de conteo a través de una distancia definida (uniformidad diferencial). (Así, una variación o una tasa de cambio pequeña, corresponde a una uniformidad buena o "alta").

Los factores principales que degradan la uniformidad intrínseca, son:

- Una sintonización inadecuada de las ganancias de los fotomultiplicadores
- Una falla de uno o varios fotomultiplicadores
- Defectos en la linealidad espacial
- Defectos o deterioro del cristal
- Separación física entre el cristal y el ensamblaje de los fotomultiplicadores y la guía de luz.
- Ajuste incorrecto de la posición o de la amplitud de la ventana del PHA
- Tasas elevadas de conteo
- Defectos y daños del colimador

Linealidad espacial (distorsión espacial)

La distorsión espacial es una característica de operación de la cámara de centelleo que describe la magnitud de la distorsión de la imagen en relación con el objeto. La linealidad espacial describe el grado de linealidad en la imagen.

Se puede cuantificar como el desplazamiento espacial máximo a través del campo de visión y se puede estimar mediante la inspección de la imagen de un objeto lineal. Así, un desplazamiento pequeño corresponde a una linealidad espacial buena o "alta".

La distorsión espacial y la uniformidad del llenado de campo se relacionan estrechamente.

La uniformidad es pobre en las áreas en las que ocurren desplazamientos espaciales graves. Los factores principales que causan la distorsión espacial son los mismos que degradan la uniformidad del llenado de campo.

Operación de la tasa de conteo

La operación de la tasa de conteo de una cámara de centelleo, describe la falta de linealidad en las relaciones entre la tasa y la intensidad de la radiación gamma incidente. Describe también los desplazamientos espaciales que ocurren en la imagen como consecuencia de una tasa de conteo elevada. Se requieren varias medidas para caracterizar la operación de la tasa de conteo. La operación intrínseca de la tasa de conteo con un flujo creciente de radiación

gamma incidente, se mide primero con la fuente radiactiva colocada de tal manera que la radiación dispersa no alcance al detector. Esto se puede lograr suspendiendo la fuente radiactiva en el aire y alejando de ella a cualquier material dispersante fig. (4.1), o utilizando absorbedores de cobre para impedir el paso del componente disperso fig. (4.2). El mismo procedimiento se vuelve a repetir, pero con la fuente radiactiva en el seno de un material dispersante cuidadosamente controlado. Posteriormente, se vuelve a repetir con el colimador montado y con todos los periféricos en funciones, como una medición sistemática. A partir de las gráficas resultantes, pueden determinarse la tasa de conteo para una pérdida del 20 % de las cuentas y la tasa máxima de conteo bajo las condiciones respectivas de las pruebas. Como una alternativa, la operación de la tasa de conteo se puede caracterizar mediante la determinación del tiempo de resolución de un par de pulsos en una tasa de conteo específica. Finalmente, debe medirse la resolución espacial y la uniformidad del llenado de campo con tasas de conteo elevadas diferentes.

Los factores principales que degradan la operación de la tasa de conteo son:

- La disminución de la relación entre los eventos observados y los eventos detectados. Esto puede suceder como consecuencia de una ventana muy angosta en el PHA, o de un incremento del componente disperso del flujo de fotones incidentes.
- En algunos casos, el acoplamiento de una cámara de centelleo a un computador digital puede afectar la operación de la tasa de conteo, especialmente si se emplean en la modalidad de "zoom" para magnificar la imagen de una región de interés.

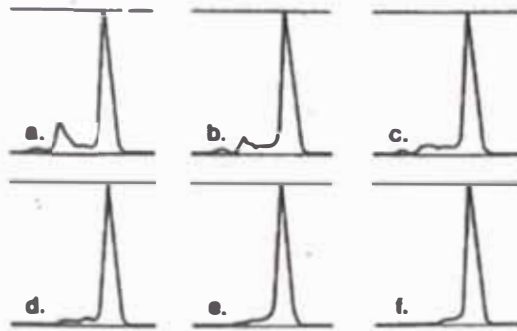
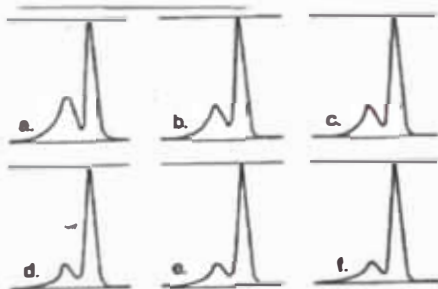


Fig. 4.1 Espectros de la radiación gamma del Tc 99m con el analizador multicanal de una cámara de centelleo.

- (a) Fuente abierta colocada sobre el piso.
- (b) Fuente abierta colocada en la pared de yeso.
- (c) Fuente abierta situada a 10 cm de la pared de yeso.
- (d) Fuente abierta colocada sobre el cojín de hule espuma, a 22 cm del suelo y a 36 cm de la pared de yeso.
- (e) Fuente abierta colocada sobre un cojín de hule espuma, 22 cm arriba de una mesa de madera situada bajo el quicio de una puerta abierta.
- (f) Fuente abierta suspendida con una cinta adhesiva del quicio de una puerta abierta. En todas las posiciones es evidente una dispersión significante.

Fig. 4.2 Espectros de la radiación gamma del Tc 99m, logrados con el analizador multicanal de una cámara de centelleo, con absorbedores de cobre cubriendo a la fuente . (a) sin absorbedor (b) con 1 abs. (c) con 2 abs. (d) con 3 abs. (e) con 4 abs. (f) con 5 abs. El espesor de cada abs. De cobre es de 1.28 mm. La filtración de las radiaciones a través de 6 mm o más de cobre produce un espectro libre de dispersión, el cual no se altera con espesores mayores de cobre.



Sensibilidad plana

La sensibilidad plana es una característica de operación de una cámara de centelleo, que describe la probabilidad de observar la radiación gamma incidente al detector.

La sensibilidad plana se cuantifica convencionalmente como la tasa de conteo por unidad de actividad para una fuente plana de diámetro definido, colocada a una distancia definida de la superficie expuesta de la cubierta del cristal (sensibilidad intrínseca) o a una distancia definida de la superficie expuesta del colimador (sensibilidad del sistema). En general, la sensibilidad intrínseca se relaciona directamente con el espesor del cristal y con la amplitud de la ventana del PHA, y se relaciona en forma inversa con la energía fotónica. Además, la sensibilidad del sistema se relaciona directamente con la proporción que existe entre el área del cristal no cubierta por los tabiques del colimador y la superficie total del cristal, y se relaciona inversamente con el espesor del colimador.

Los factores principales que degradan la sensibilidad plana intrínseca, son:

- Pérdida de cuentas debido a tasas elevadas de conteo,
- sintonización incorrecta de las ganancias de los fotomultiplicadores
- fallas en uno o varios fotomultiplicadores, faltas de linealidad espacial
- defectos o deterioro del cristal
- separación física del cristal y del ensamblaje de los fotomultiplicadores y la guía de luz
- ajuste incorrecto de la posición y de la amplitud de la ventana del PHA.
- defectos y daños del colimador.

Filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector

La filtración de radiaciones a través del blindaje del detector es una medida de la suficiencia del blindaje de plomo incorporado a la cabeza detectora para eliminar la radiación de fondo. Esta filtración se evalúa midiendo las tasas de conteo que provocan emisión de radiación gamma, colocadas en distintos sitios alrededor del detector.

4.3 Consideraciones sobre las Operaciones

En vista de la complejidad de las cámaras de centelleo, debe prestarse cuidados especiales en sus operaciones. La adopción de las prácticas siguientes ayudará a mantener condiciones estables de operación:

1. Debe interrumpirse lo menos posible la fuente de alto voltaje de los fotomultiplicadores. Es recomendable tener un equipo de alimentación ininterrumpida (UPS) para que entre en funcionamiento en cuanto haya una interrupción de energía eléctrica. De esta forma los fotomultiplicadores adquieren el alto voltaje de una batería y se logra mantener una matriz para la corrección de la uniformidad (con los circuitos necesarios para efectuar esta corrección)
2. Los osciloscopios y dispositivos de visión (monitores) deben apagarse durante la noche y durante los períodos largos en los que no se utilice. Se debe reducir la brillantez de los osciloscopios entre estudio y estudio para evitar el deterioro del fósforo.
3. Cuando la cámara de centelleo permanezca fuera de uso, su cabeza detectora debe colocarse de tal manera que la superficie del cristal quede horizontal y dirigida hacia abajo. Esto ayuda a prevenir la separación entre el cristal y el ensamblaje de los fotomultiplicadores y la guía de luz.
4. El detector debe tener siempre adaptado un colimador para proteger al cristal contra posibles choque mecánicos y contra los cambios térmicos.
5. En cada ocasión en la que se cambie el colimador debe verificarse la ausencia de daños en la cabeza detectora, en el colimador y en su montaje.
6. La temperatura del cuarto debe mantenerse sin cambios bruscos para evitar el quiebre del cristal.
7. Deben evitarse las contaminaciones radiactivas de los colimadores y del detector. Es una práctica recomendable proteger la superficie de la cubierta del cristal o del colimador, con un pliego de plástico antes de colocar sobre ellos algún material radiactivo.
8. Se debe mantener una adherencia estricta a las prácticas de seguridad radiológica.

9. Los dispositivos para el revelado de la película deben estar siempre en óptimas condiciones de trabajo.

Condiciones para las pruebas

Aquí se describen las condiciones específicas que deben mantenerse durante la ejecución de las pruebas de aceptación, de referencia y de rutina de una cámara de centelleo.

1. No debe efectuarse ninguna modificación mecánica o eléctrica al instrumento antes de la prueba.
2. Antes de verificar cualquier prueba debe ajustarse el analizador de altura de pulso (PHA) para que la ventana adecuada quede centrada en el fotopico apropiado.
3. Deben retirarse las fuentes de radiación extrañas, incluyendo a los pacientes a los que se les haya administrado algún trazador radiactivo, para reducir a un mínimo los niveles de la radiación de fondo.
4. En el cuaderno del instrumento deben anotarse: el radionúclido, el colimador, el ajuste del instrumento, los parámetros de las imágenes y los resultados de la prueba. En lo posible, éstos deben acompañarse de las imágenes logradas durante las pruebas.
5. Durante las pruebas de aceptación debe estar presente un representante del fabricante.

Pruebas que se deben efectuar

En todas las ocasiones en que se utilice la cámara, deben efectuarse verificaciones simples de operación de los montajes del colimador y del detector, de la calibración de energía en el PHA, de la uniformidad del fantoma de llenado, de la sensibilidad y de la tasa de conteo de fondo, así como las comprobaciones de las condiciones correctas de los monitores, de los dispositivos de visión y del equipo para revelar la película. Además, semanalmente debe efectuarse el control de resolución y linealidad espacial, en asociación con pruebas de la operación total del instrumento bajo condiciones clínicas simuladas. Trimestral o semestralmente, deben efectuarse los ajustes manual y automático de la ventana del PHA, de la

uniformidad intrínseca y extrínseca, de la resolución espacial y de la operación de la tasa de conteo. Si se utilizan simultáneamente las salidas de varios PHA para producir una imagen compuesta, como ocurre en la centelleografía con ^{67}Ga , cada seis meses debe verificarse la resolución espacial con la ventana múltiple. Las pruebas para la aceptación deben incluir también las comprobaciones de la sensibilidad plana del sistema y de la filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector.

Fuentes radiactivas y materiales necesarios

1. Soluciones no selladas de radionúclidos (p.ej. $^{99\text{m}}\text{Tc}$) para las fuentes puntiformes, lineales o extendidas.
2. Fuentes extendidas con radionúclidos de vida media física larga, en la forma de una hoja extendida de un plástico rígido, que emitan radiaciones gamma de energía similar a la de las radiaciones del radionúclido que se utilice en la clínica (p.ej.: fuente extendida de ^{57}Co (122keV) para remplazar al $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV)).
3. Contenedores para fuentes radiactivas puntiformes. Las jeringas desechables de plástico de 1 ml pueden ser adecuadas para este propósito.
4. Un montaje para mantener la fuente radiactiva en su contenedor sobre el eje central del detector y a una distancia de su superficie que sea igual a cinco veces el diámetro del campo de visión útil (definido aquí por el círculo mayor que se pueda trazar dentro de la cara expuesta del cristal, a través del colimador, presumiendo una forma circular del cristal) (fig. 4.3).
5. Máscara anular de plomo, con un espesor mínimo de 3 mm para blindar el área del cristal que se encuentra fuera de su campo de visión útil (fig. 4.3)
6. Fantoma para el llenado uniforme del campo (flood phantom) fig 4.4, se introduce con una jeringa el volumen apropiado de solución del radionúclido con una concentración radiactiva definida. Después, con la misma jeringa se agrega agua hasta llenar totalmente el volumen interior del fantoma. Se insertan y se aprietan los tapones y se invierte el

fantoma en varias ocasiones para mezclar su contenido, verificando que no existan fugas de líquido. Debe cuidarse de no introducir un volumen mayor de lo debido para no provocar el abombamiento de la región central del fantoma. El vaciado del fantoma después de su utilización se puede retrasar hasta que el radionúclido decaiga por completo. De hecho, si se utiliza regularmente el fantoma, únicamente se necesita vaciarlo parcialmente entre las pruebas. Periódicamente debe vaciarse y lavarse con agua limpia y con una solución de hipoclorito de sodio para evitar el crecimiento de algas.

7. Fantomas para la resolución espacial, de diseño variado (fig. 4.5 ,4.6 y 4.7). Estos, son fantomas de transmisión que se utilizan en conjunción con una fuente radiactiva puntiforme o extendida.
8. Fantoma para la resolución intrínseca (fig. 4.8). Para llenarlo se utiliza un catéter de polietileno adaptado a una jeringa para introducir la solución del radionúclido, con una concentración radiactiva apropiada. La entrada o salida del catéter se controla con una pinza con tornillo.
9. Fantoma para la resolución del sistema (fig. 4.9). Para llenarlo se utiliza una jeringa con la cual se introduce la solución del radionúclido con una concentración radiactiva apropiada en el catéter de polietileno, con la manipulación correspondiente de la pinza con tornillo.
10. Fantoma para operación de la tasa de conteo del sistema (fantoma de dispersión de dos fuentes) (fig. 4.10). En cada uno de los dos agujeros se coloca un contenedor con la solución del radionúclido, con una concentración radiactiva adecuada. El nivel de la solución en los contenedores, debe estar aproximadamente 1 cm por debajo de la superficie superior del fantoma cuando ambas fuentes de encuentran en su agujero respectivo.
11. Fantoma para la sensibilidad plana. Puede ser adecuado un contenedor de plástico circular y con el fondo plano, de 10 cm de diámetro y 1 cm de profundidad, en el que se puedan introducir 25 ml de una solución del radionúclido concerniente, con una actividad conocida.

12. Fantoma para la operación total ej. simulador tiroideo (fig. 4.11) o simulador de una sección hepática (fig. 4.12), con estas lesiones “frías” y/o “calientes” simuladas en varos tamaños.

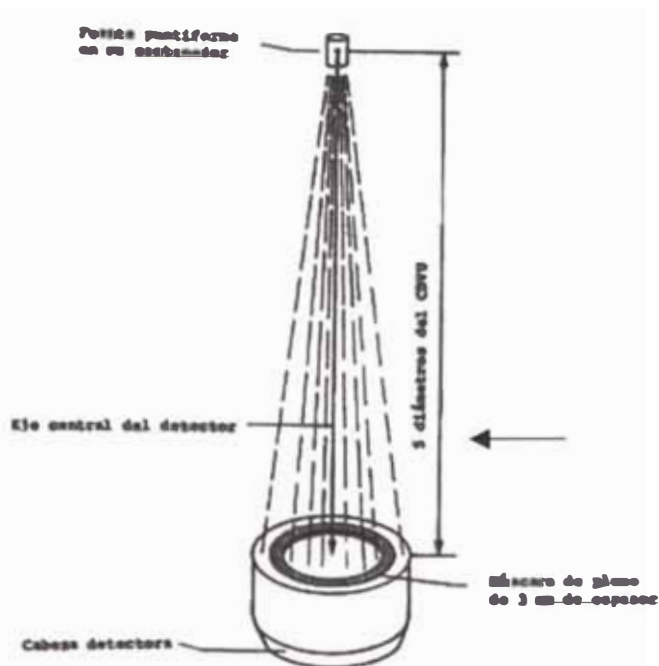


Fig. 4.3 Montaje de la fuente radioactiva puntiforme en su contenedor, sobre el eje central del detector, a una distancia de su superficie, igual a 5 veces el diámetro del campo de visión útil definido por la máscara de plomo.

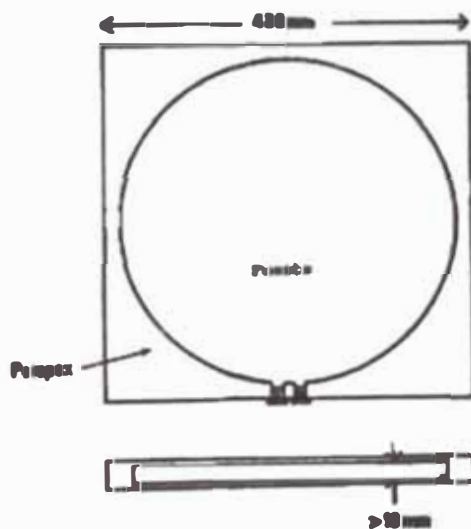


Fig 4.4 Fantoma para el llenado del campo, elaborado en plástico (p. ej.: lucita, perspex), cuando se llena con una solución de ^{99m}Tc , se convierte en una fuente radioactiva extendida que puede inundar uniformemente al campo de visión de la cámara de centelleo.

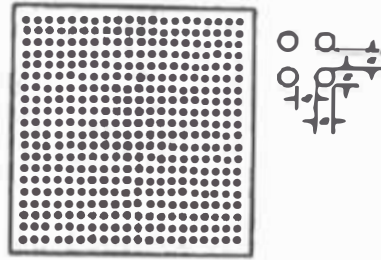
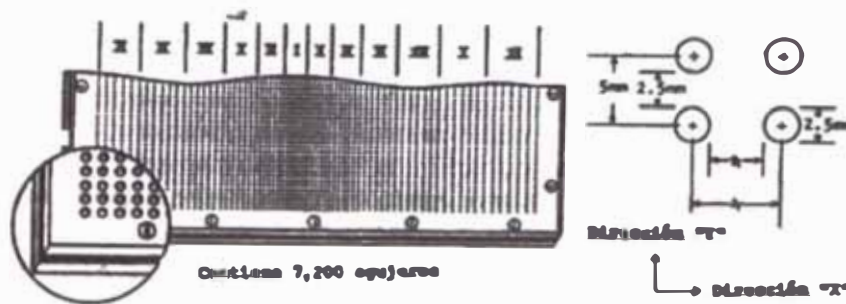


Fig. 4.5 Fantoma de transmisión con agujeros de acuerdo con un patrón ortogonal (OHTP).



Consiste en una lámina de plomo de 3 mm de espesor, con agujeros distribuidos según un patrón ortogonal, cubierta por ambos lados por sendas láminas de plástico. El espaciamiento mínimo entre los agujeros, A_i , es igual al diámetro de estos últimos, A_i .

Sección esquemática del patrón de pruebas de BRH. La separación entre el centro de un agujero a otro (A_i) y el espaciamiento mínimo de plomo entre ellos (B), varían en la dirección X, en grupos de 6 agujeros cada uno, de la manera siguiente.

Grupo	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI	XII
A_i (mm)	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	6.5	7.0	7.5	8.0	8.5	9.0	9.5
B_i (mm)	1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	6.5	7.0

Fig. 4.6 Fantoma con agujeros gradualmente espaciados del Bureau of Radiological Health (BRH). Consiste en una lámina de plomo de 3 mm de espesor con un patrón variante de agujeros circulares, cubierta en ambos lados por sendas láminas de plástico.

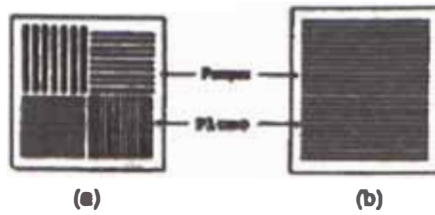
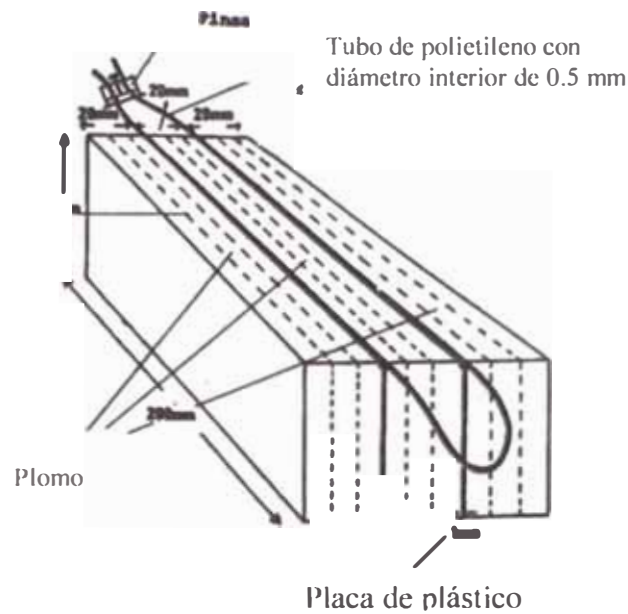


Fig. 4.7 Otros fantomas para comprobar la resolución espacial. (a) fantoma de cuadrantes con barras. (b) fantoma con líneas paralelas igualmente espaciadas.

Fig. 4.8 Fantoma para comprobar la resolución intrínseca. Cuando se llena con una solución de ^{99m}Tc forma dos fuentes lineales paralelas colimadas. La solución radiactiva se encuentra contenida en un tubo de polietileno de 0.5 mm de diámetro interior, cerrado con una pinza de tornillo. La



colimación de la fuente se logra con ladrillos de plomo separados por planchas de plástico.

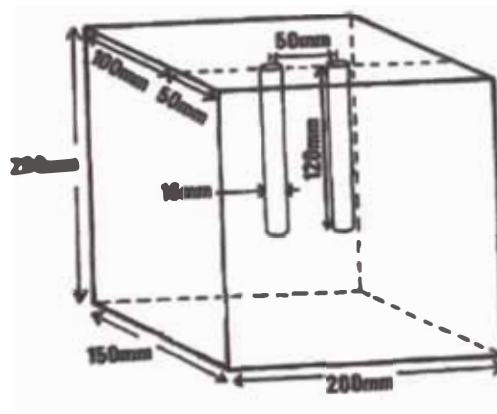


Fig. 4.9 Fantoma para comprobar la resolución del sistema. Cuando se llena con una solución de ^{99m}Tc forma dos fuentes radiactivas lineales paralelas. La solución radiactiva se encuentra contenida en un tubo de polietileno de 0.5 mm de diámetro interior, cerrado con una pinza de tornillo y montado sobre una placa de plástico rígido (p.ej.: lucita, perspex).

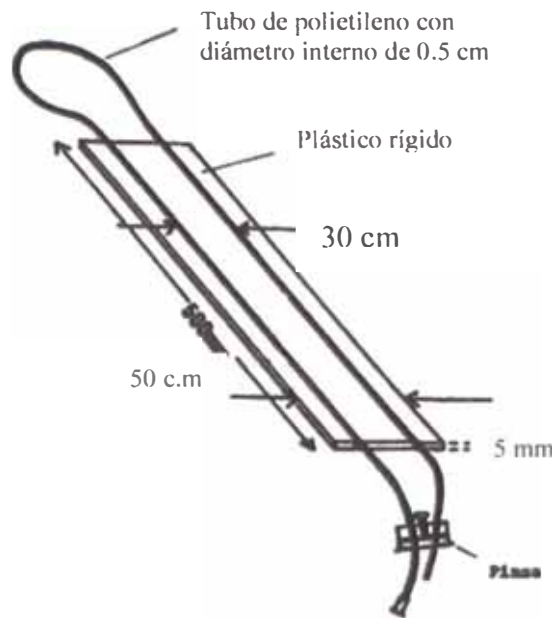


Fig. 4.10 Fantoma de dispersión de dos fuentes radiactivas, elaborado con un plástico con densidad equivalente a la de los tejidos (p.ej.: lucita, perspex). (Según Adams).

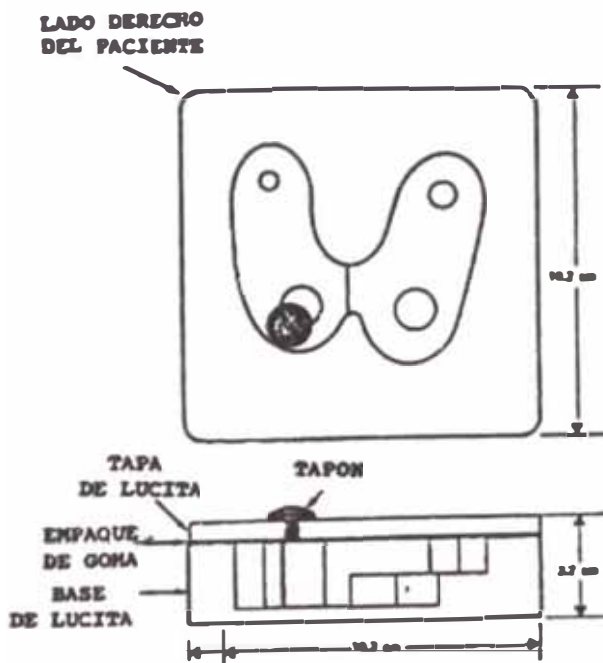


Fig. 4.11 Prueba de operación total. Simulador tiroideo, elaborado con plástico con una densidad equivalente a la de los tejidos.

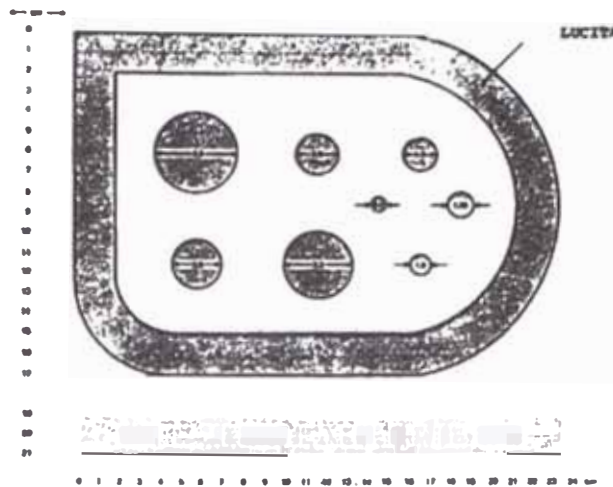


Fig. 4.12 Prueba de la operación total. Simulador de una sección hepática elaborado con plástico con una densidad equivalente a la de los tejidos.

4.4 Pruebas planares de aceptación y de referencia que se realizaron en los centros de Medicina Nuclear.

Estas pruebas se realizan en el momento de recepción o después de cualquier cambio o reparación del sistema. El objetivo es revisar el funcionamiento mecánico, eléctrico y automático de todo el sistema, además de su capacidad para rotar la cámara de centelleo de manera adecuada. Si se encontrara alguna falla o falta de accesorios, se debe informar al proveedor antes que expire el período de la garantía. En el caso de daños importantes, las pruebas de aceptación del instrumento deben suspenderse hasta que éstos se rectifiquen. Si el daño se circunscribe a un componente aislado, como un colimador, las pruebas para la aceptación pueden proseguir una vez que se notifique el daño. Si no se cuenta con las especificaciones de las operaciones, éstas deben solicitarse al representante del fabricante. Es importante que las pruebas se realicen con el representante del fabricante, con el ingeniero de mantenimiento y el personal a cargo de operar el equipo.

4.4.1 Inspección física y mecánica

Se debe hacer una inspección física y mecánica. Siguiendo las recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) contenidas en el documento TECDOC – 602/S.

Para estas pruebas se utilizaron los siguientes materiales:

- a. Un nivel de burbuja
- b. Un conjunto de reglas precisas de varias longitudes
- c. Un cronómetro, escuadras.
- d. Luz láser.

Se revisó cuidadosamente la cámara de centelleo, su consola de control, sus dispositivos de almacenamiento y muestreo de datos, en busca de daños causados durante su transporte, o de fallas de diseño o producción. El procedimiento es el siguiente:

1. Cubierta del detector y ensamble del soporte: en busca de signos de abolladuras o perforaciones, y el sistema de soporte, en busca de partes flojas o de movimientos mecánicos difíciles.
2. Consola de control: revisión de los interruptores, teclas y demás controles, en busca de perillas sueltas o rotas y que no haya perillas difíciles de mover o ruidosas, o interruptores atascados.
3. Revisión de los dispositivos de imágenes, como pantallas.
4. Control manual: revisión de las operaciones mecánicas apropiadas y que el cable tenga una longitud aceptable hacia la toma de corriente, evitando tensiones forzadas.
5. Colimadores: revisión de los colimadores en busca de daños físicos externos.
6. Conexiones eléctricas, fusibles y cables: búsqueda de las conexiones flojas o rotas, cables perforados o dañados. Localizar todos los fusibles y los interruptores de los circuitos para solucionar averías leves, como por ejemplo cambio de fusibles.
7. Verificación de manuales de operación y de servicio: todos los manuales y toda la documentación apropiada, incluyendo las especificaciones técnicas y de operación.

8. Giro de la cámara de centelleo. Examinar la velocidad constante, la vibración, la presencia de ruidos mecánicos, y el acto de detenerse correctamente al final de la rotación. Examine la rotación en el sentido de las manecillas del reloj y en sentido contrario. Particularmente, utilice el cronómetro para examinar si la velocidad de rotación cambia en función de la posición angular. Los motores deben trabajar más cuando sube el detector y menos cuando baja. Asegúrese de que el(los) cabezal(es) tiene(n) el(los) contrapeso(s) adecuado(s) para los diferentes colimadores disponibles.
9. Revisión del sistema si regresa a su posición de reposo de manera precisa y exacta.
10. Para un sistema de paso y disparo, chequear que se giro es el número correcto de ángulo.
11. Revisar que el(los) cabezal(es) esté(n) mecánicamente centrado(s) con respecto al eje de rotación, dentro de las especificaciones del fabricante. Típicamente no debe tener una desviación mayor a 1 cm ya que resulta difícil la corrección electrónica del desplazamiento del centro de rotación más allá de este límite. Si los errores se tienen en cuenta mediante el software de reconstrucción, y son consistentes, pueden aceptarse entonces desplazamientos mayores a 1 cm, siempre y cuando la prueba de resolución tomográfica produzca resultados aceptables .
12. Revisar que el eje Y de el(los) cabezal(es) se encuentre paralelo al eje de rotación. Esto puede ser difícil de medirse mecánicamente sin equipo especial y el fabricante debe realizar esta medida en el momento de aceptación del equipo. La prueba correspondiente es del centro de rotación (CoR) y de alineación de ejes.
13. Revisar que el eje longitudinal de la camilla se encuentre razonablemente paralelo al eje de rotación y centrado con respecto a la rotación. Esto puede chequearse midiendo la distancia de la camilla al cabezal cuando este se encuentra a 90° y luego a 270° . Estas distancias no deben tener una diferencia mayor a 1 cm. Estos parámetros deben medirse también en dos posiciones extremas de la camilla, lo cual confirmará que ésta se encuentra razonablemente paralela al eje de rotación.

14. Revise que cualquier lectura de posición del cabezal, por ejemplo el ángulo, o la distancia al eje de rotación sean precisos, esto se realiza midiendo los correspondientes ángulos, distancias, etc. El radio de rotación es fácilmente calculable tomando una medida desde el cabezal hasta un punto fijo, por ejemplo, sobre la camilla, rotando el cabezal 180° , repitiendo la medida, y dividiendo la suma de las distancias entre dos.
15. Revisar que el armazón se encuentre en posición vertical. Esto se puede realizar colocando un nivel de burbuja sobre el colimador a 0° y 180° a lo largo del eje Y. La lectura debe ser igual en ambos casos. Si no es así, el fabricante debe corregir esta situación. Esto es importante durante el ajuste del ángulo de inclinación, cuando se utiliza un nivel de burbuja. Errores en el ajuste de la verticalidad del armazón se reflejarán en la prueba de centrado.
16. En sistemas diseñados para mantener el detector paralelo al eje de rotación cuando aquel se mueve en diferentes radios de rotación, se debe revisar la inclinación del cabezal colocando un nivel de burbuja sobre la cara del colimador cuando el cabezal se encuentra en la parte inferior y mover el cabezal hacia adentro y hacia fuera (con respecto al eje de rotación).
17. Revise visualmente los colimadores buscando daños y distorsiones. La prueba de centrado dará malos resultados si los agujeros del colimador no se encuentran perpendiculares al eje de rotación. Esto es particularmente importante para colimadores de agujeros inclinados. Otros tipos de daño en los colimadores pueden ser detectados mediante la prueba de Uniformidad Tomográfica del sistema.
18. Revise el funcionamiento del botón de parada de emergencia y cualquier otro instrumento de seguridad para el paciente.
19. Para órbitas no circulares, revise que el sistema realice los movimientos mecánicos en forma correcta para diferentes órbitas seleccionadas. Si se requieren pruebas más detalladas, estarán indicadas en la documentación del fabricante.
20. Revise que los cables no se aprisionen cuando el sistema gira, ni se dañen con el uso.

Observación:

- Si un sistema SPECT no se ajusta mecánicamente con cuidado, no será capaz de obtener buenas imágenes tomográficas. Las tolerancias permitidas son más exigentes que las cámaras de centelleo convencionales. Muchos de los errores que resultan de problemas mecánicos se verán de una manera más obvia durante la realización de la prueba de centrado descrita posteriormente.
- Con el fin de poder realizar buenos estudios de SPECT, la(s) posición(es) del (de los) cabezal(es) debe(n) ser tal(es) que el corrimiento del centro de rotación sea menor a 2 mm. Sin embargo, cuando existe un software adecuado o métodos de centrado electrónico, el desplazamiento del centro de rotación debe ser menor a 1 cm.
- Registre los resultados obtenidos confirmando el buen o mal funcionamiento “aceptable” del equipo. En caso negativo, indique las acciones a seguir. Si la precisión mecánica no se encuentra dentro del rango de tolerancia, y no puede corregirse mediante el software, el sistema no puede ser utilizado para SPECT.

RESULTADOS:

Tabla 1

Prueba Equipo	Anclaje Ubicación	Deterioros Externos	Fallas Mecánicas	Fallas Eléctricas	Ejes de Centro de Rotación	Equipo de pliegue de Imagen	de Información Técnica manuales.
01	✓	✓	✓	<ul style="list-style-type: none"> • pantalla vibra constantemente • El comando de control remoto presenta fallas 	<p>.En la parte superior de la mesa (tórax del paciente) existe una diferencia de 1.6 cms. Siendo el valor máximo aceptable 1 cm. .respecto al radio de rotación, existe una diferencia promedio entre 2 y 3 cms.; es necesario señalar que esta prueba debe ser realizada muy cuidadosamente</p>	✓	El usuario no cuenta con los manuales de servicio del equipo
02	✓	✓	✓	✓	✓	(multiformato) que presenta distorsión siendo el eje Y mayor que el eje X	✓
03	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
04	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
05	✓	✓	✓	✓	fallas del sensor de alineamiento entre la camilla y el detector	✓	✓
06	El equipo no está anclado,	✓	presentó una falla	✓	✓	✓	✓

	hace que este equipo no este en óptimas condiciones para funcionar como SPECT	mecánica con respecto a la ubicación del detector					
07	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
08	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
09	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
10	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

Continuación tabla 1.

Luego se pasó a realizar una serie de pruebas necesarias para la aceptación del equipo, que las clasificaremos en:

- Medidas intrínsecas planares
- Medidas extrínsecas planares
- Medidas de SPECT o tomográficas

4.4.2 Medidas Intrínsecas

Prueba de uniformidad de campo

El objetivo de esta prueba es verificar toda la extensión del campo de visión, a un flujo espacialmente uniforme de radiaciones gamma incidente.

Materiales:

Una fuente radiactiva puntiforme, consistente en una solución de Tc 99m , en un contenedor adecuado, que ofrezca una tasa de conteo no mayor de 30000 c/s; utilizar una ventana de 20% ó 15% en el PHA .

Un montaje para la fuente radiactiva puntiforme

Una máscara de plomo

Procedimiento:

1. Retire el colimador del detector. Alinie el detector y el montaje de la fuente radiactiva.
2. Coloque centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
3. Coloque la fuente radiactiva en su montaje.
4. Centre en el PHA una ventana de 20% ó 15% sobre el fotopico (prueba de la calibración de la energía en el PHA)
5. Retire la fuente radiactiva y la máscara de plomo. Coloque el colimador en el detector.

Análisis de los datos

1. Determine las cuentas máximas (Max) y mínimas (Min) en los píxeles incluidos dentro del CFOV. La uniformidad integral UI es dada por la ecuación

(5).

$$UI = \frac{Max - Min}{Max + Min} * 100 \quad \dots\dots(5)$$

2. Determine la diferencia máxima de cuentas entre cualquier grupo de 6 píxeles contiguos para cada fila o columna de píxeles, en las direcciones X e Y, que se encuentren incluidos dentro del CFOV y del UFOV. Determine el valor más alto de esta diferencia máxima de conteo, en los grupos de filas y de columnas. La uniformidad diferencial UD es dada por la ecuación (6)

$$UD = \frac{Alto - Bajo}{Alto + Bajo} * 100 \dots\dots(6)$$

Donde alto y Bajo, son las cuentas en los píxeles que ofrecen el valor más alto o más bajo de la diferencia máxima de conteo. Este cálculo lo realizará automáticamente por el software incluido en el sistema de control de calidad.

Observaciones:

Esta es una prueba para la aceptación del instrumento y una prueba de referencia. Debe repetirse trimestralmente.

Los dos métodos, el analógico y el digital, deben efectuarse tanto con el circuito de corrección de uniformidad activado como cuando esta desactivado (cuando la cámara cuenta con él).

El método digital se puede realizar mediante un programa apropiado para realizar automáticamente el análisis o, de la forma más laboriosa, mediante un impreso de la distribución del conteo en cada píxel de la matriz de 64 x 64.

En todos los equipos SPECT este método se realiza automáticamente por medio de unos comandos que tienen dentro del Software. Si se desea verificar, se puede procesar en forma manual.

Interpretación de los resultados

Durante las pruebas de aceptación, los valores de la uniformidad integral y diferencial en los campos de visión útil y central deben compararse con los valores logrados por el fabricante. Durante las prueba rutinarias los valores deben compararse con las cifras de referencia.

En la mayoría de las cámaras de centelleo con circuito para corregir la uniformidad, ésta es más pobre cuando se desconecta que cuando el circuito está en función. Esto no representa una función anómala.

Se deben obtener imágenes de referencia no corregidas en el momento de aceptar el instrumento y después de sus reparaciones más importantes.

También deben lograrse semanalmente para vigilar los defectos que puedan esconderse en las imágenes corregidas (ver prueba de uniformidad del fantoma de llenado). Si estos defectos se agravan deben instituirse acciones para el mantenimiento correctivo, pues el dispositivo de corrección puede incapacitarse eventualmente y no producir una respuesta uniforme. Además, si el circuito para la uniformidad emplea procesos de adición o de sustracción de cuentas, el número de cuentas que se suman o se restan se convierte en una fracción importante del conteo total. Entonces cualquier cuantificación que se base en las imágenes corregidas, como la de la fracción de expulsión ventricular, se verá afectada por errores de importancia.

Límites para la aceptación:

Si durante las pruebas de aceptación los valores de uniformidad integral o diferencial son mayores en 10% a la cifra lograda por el fabricante significa que debe iniciarse una acción correctiva inmediata a través del representante del fabricante.

Durante las pruebas rutinarias, un valor mayor de 10% por encima de la cifra de referencia, indica la necesidad de una acción correctiva.

Anote en el registro del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable.

Resultados:

Tabla 2

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
UI	9.6%	4.4%	5.56%	Pro ble. Gra ve	4.8%	4.23%	5.15%	15.21%	3.08%	
UFOV	4.0% f	4.0% f	7.0% f		4.0% f	4.3% f	3.5% f	3.74% f	3.5% f	
UD			3.6%	De Unif .		2.87%	2.76%	5.75%	1.79%	
UFOV			4.0% f			3.0% f	2.5% f	2.74% f	2.5%	
UI			4.9%	No Se		3.75%	3.84%	7.23%	2.76%	3.56%
CFOV			5.0%			3.3% f	3.0% f	2.94% f	2.5% f	3.0% f
UD			2.96%	Cal cu- lo		2.51%	1.91%	4.15%	1.61%	1.35%
CFOV			4.0% f			2.5% f	2.0% f	2.54% f	2.0% f	2.0% f

Comentario:

Equipo 1:

Existe una falta de uniformidad severa en las imágenes, en relación a la imagen con el pico centrado en 135.6 y ventana 20%, lo que indica que es necesario ajustar la corrección de energía.

Equipo 2:

Se aprecia en la imagen algunas zonas de moderada falta de uniformidad.

Equipo 3:

Se aprecia en la imagen una ligera variación de la uniformidad en los últimos 30 datos, estando muy cerca del valor máximo aceptable.

Equipo 4:

Se aprecia en la imagen dos zonas de una disminución de conteo que pueden corresponder a dos tubos fotomultiplicadores cuyo funcionamiento no es el adecuado.

Equipo 5:

Se aprecia en la imagen en el cuadrante superior izquierdo una zona de no homogeneidad que podría corresponder a un tubo fotomultiplicador en mal estado.

Equipo 6:

Los valores encontrados cumplen con las especificaciones del fabricante, salvo en uniformidad integral del CFOV, variando en un 12% , es necesario revisar la fuente puntual y repetir la prueba ya que se sugiere de acuerdo al TEC DOC que se acepta hasta un 10%.

Equipo 7:

Los valores de la uniformidad diferencial (CFOV y UFOV) están dentro del rango aceptable en estas pruebas (diferencia < 10%), no así los valores de la uniformidad integral, que son mayores que dicha referencia, podría deberse a que está ligeramente corrido el pico de energía o falta hacer una sintonía pequeña en los tubos fotomultiplicadores.

Equipo 8:

Los valores encontrados no corresponden a las especificaciones del fabricante. Es necesario realizar una sintonía fina de los fotomultiplicadores, para volver a realizar la prueba de Uniformidad intrínseca.

Equipo 9:

Los valores encontrados en la uniformidad integral y diferencial del campo útil no cumplen con las especificaciones del fabricante.

Es necesario puntualizar que el software de este equipo no está diseñado para la realización de las mediciones de uniformidad en forma intrínseca.

Midiendo en forma manual, se obtuvieron los valores mostrados siendo muy altos para los especificados por el fabricante (extrínseca).

Equipo 10:

Los valores encontrados cumplen con las especificaciones del fabricante, solo en el campo central (CFOV) en la uniformidad diferencial, en la uniformidad integral hay una variación del 17% que es significativo pues la diferencia mayor aceptada es de 10%.

Los valores de la uniformidad en el campo útil (UFOV) exceden el 80%, en la imagen se observa en la parte superior del campo una mayor captación y en el lado opuesto aparece la misma franja pero esta vez de menor captación, sugiriendo un desplazamiento de la matriz de formación de imágenes.

Prueba de Resolución Espacial

Materiales:

Fuente radiactiva puntiforme que consiste en una solución de ^{99m}Tc , en un contenedor adecuado.

Fantoma de barras de cuadrantes

Máscara de plomo.

Procedimiento:

1. Retire el colimador del detector y alínelo con el montaje de la fuente radiactiva.
2. Coloque centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
3. Coloque la fuente puntiforme en su montaje.
4. Centre en el fotopico una ventana de 20% o 15% en el PHA
5. Coloque el fantoma de cuadrantes con barras, de tal manera que lo soporte la cubierta del detector y quede lo más cercano posible a la cubierta del cristal. Alíne correctamente las barras del fantoma con los ejes X e Y de la cara del detector.
6. Obtenga una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico, preestableciendo un conteo de 10^6 para las cámaras chicas, y de 2×10^6 para las cámaras grandes.
7. Rote 90° el fantoma de cuadrantes con barras y repetir el paso 6. Repetir este proceso, invirtiendo el fantoma, hasta que se hayan obtenido las imágenes de los cuatro grupos de barras en las direcciones X e Y, en cada una de las posiciones de los cuatro cuadrantes. Esto requiere 8 imágenes.
8. Mida cuidadosamente la amplitud, B de las barras en el fantoma.

Análisis de datos

1. Mediante la inspección visual de las imágenes, determinar la amplitud de las barras más angostas que pueda resolver la cámara de centelleo en las direcciones X e Y. Tomar nota de las áreas que muestren una resolución espacial pobre, porque puede corresponder a la localización de un fototubo o puede coincidir con el perímetro de la imagen.
2. Estimar las resoluciones espaciales intrínsecas en las direcciones X e Y,

en términos de las amplitudes totales a la mitad de las alturas máximas (FWHM) de la dispersión de las líneas, de acuerdo con la ecuación (7),

$$FWHM = 1.75 * B \dots\dots(7)$$

Donde B es la amplitud de la barra más angosta que puede resolver la cámara de centelleo.

3. Promediar los valores logrados en las direcciones X e Y.

Son efectuadas como pruebas de aceptación y de referencia. Posteriormente, debe llevarse a cabo semestralmente.

El fantoma de transmisión de cuadrantes debe coincidir con la resolución espacial de la cámara de centelleo para que, por lo menos un grupo de barras no sea resuelto. Los incrementos de la amplitud de las barras, de un cuadrante al otro, deben ser pequeños para que la resolución espacial pueda estimarse razonablemente.

Esta prueba también se efectúa con el fantoma de agujeros con espaciamiento gradual ("grade spacing hole phantom") del Bureau of Radiological Health (BRH), en lugar del fantoma de cuadrantes con barras. En este caso, deben lograrse imágenes del fantoma en dos posiciones distintas, con una diferencia de 90° entre si, y determinarse los diámetros de los agujeros más chicos que pueda resolver la cámara de centelleo en ambas direcciones.

Interpretación de los resultados:

- Durante las pruebas de aceptación del instrumento, los valores de la FWHM, en las direcciones X e Y, deben compararse con las cifras del fabricante.
- Los valores estimados se deben comparar con las cifras logradas durante las pruebas para la aceptación del instrumento.
- Durante las pruebas de aceptación, un valor de la FWHM que sea 20% mayor que la cifra del fabricante, exige una acción correctiva a través del servicio de mantenimiento.
- Anotar en el registro del instrumento si los resultados de estas pruebas confirman o descartan una operación aceptable.

RESULTADOS:

Tabla 3

Detalles Equipo	Fantoma de barras de 4mm, 3mm, 2.5mm, 2mm	FWHM (calculado)	FWHM dato de fabricante	Máximo valor de aceptación	Observación	Sugerencias
01, 02, 04, 07,	Se visualizan los cuatro sectores	$1.75 * 2.0 = 3.5 \text{ mm}$	3.3 mm	$3.3 + 20\%(3.3) =$ 3.9 mm	indica que se trata de un fantoma no adecuado al equipo	recomendado visualizar 3 sectores de los cuatro, el cuarto debe ser ligeramente observado para discriminar pequeñas variaciones de resolución
03	Se visualizan tres sectores	$1.75 * 2.5 = 4.37 \text{ mm}$	CFOV 3.6 mm UFOV 3.8 mm	$3.8 + 20\%(3.8) =$ 4.56 mm	indica que se trata de un fantoma adecuado al equipo	
06	Se visualizan tres sectores	$1.75 * 2.5 = 4.37 \text{ mm}$	4.70 mm		indica que se trata de un fantoma adecuado al equipo	
10	Se visualizan los cuatro sectores	$1.75 * 2.0 = 3.5 \text{ mm}$	3.9 mm	$3.9 + 20\%(3.9) =$ 4.68mm	Se debe señalar que el valor encontrado no es indicativo de una mala resolución sino que se trata del fantoma, que no es el adecuado	Se puede aceptar

05	Fantoma de ancho de barras 3.5mm 3.0 mm; 2.5mm; 2,0 mm Se visualizan tres sectores	1.75 * 2.5 = 4.37 mm	3.3 mm	3.3 +20%(3.3) = 3.96mm	indica que se trata de un fantoma adecuado al equipo	Hay pérdida de resolución, revisar los parámetros de uniformidad, linealidad, avisar al servicio de mantenimiento
----	---	----------------------	--------	---------------------------	--	---

Prueba de la tasa de conteo máxima

Esta prueba verifica la máxima tasa de conteo.

Materiales:

Una fuente radiactiva puntiforme que consiste en una solución de ^{99m}Tc , con una actividad cercana a 3.7 Mbq (100 uCi), en un contenedor adecuado.

Un soporte móvil para la fuente radiactiva

Procedimiento:

1. Retire el colimador del detector y coloque ésta en su posición horizontal.
 2. Coloque centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
 3. Centre el fotopico en una ventana de 20% en el PHA
 4. Coloque la fuente en soporte móvil. Mueva el soporte de tal manera que la fuente quede en el eje central del detector. La fuente debe estar lejana a cualquier objeto que pueda generar dispersión.
 5. Registre las cuentas conforme se acerca la fuente a la superficie del detector. La tasa de conteo aumentará hasta un máximo, para luego decrecer. Anote la tasa de conteo máxima.
 6. Retire la fuente, su soporte y la máscara de plomo. Coloque el colimador en el detector.
- Estas pruebas deben efectuarse trimestralmente.
 - Si la cámara cuenta con un circuito para la modalidad de tasa de conteo elevada, la prueba debe repetirse con este circuito. Utilizar las cuentas en una *región de interés* que abarque a toda la imagen digital, en las modalidades para tasas de conteo altas y bajas. La misma operación se debe efectuar con corrección de uniformidad y sin él.

Interpretación de los Resultados:

- Durante las comprobaciones de aceptación, el valor de la tasa de conteo máxima debe compararse con la cifra del fabricante, con los mismos circuitos en funcionamiento.
- Este elemento de juicio es útil únicamente como una característica de la cámara de centelleo que es fácilmente medible en forma rutinaria.
- Durante la prueba de aceptación, cualquier valor de la tasa de conteo máxima que sea menor en 10% que la del fabricante, indica la necesidad de *iniciar una acción correctiva*.

- Durante las verificaciones rutinarias, un cambio de la tasa de conteo máxima, que sea mayor en un + 20% en relación con la cifra de referencia, indica la necesidad de una acción correctiva.
- Anotar en el registro del equipo, si los resultados confirman o descartan una prueba de aceptación.

Resultados

Equipo 1:

Se midió 106 000 cps en modo de adquisición normal.

Se midió 340 000 cps en modo de adquisición rápido.

Según el fabricante 320 000 cps con ventana 20% .

El fabricante no ha especificado el valor de referencia, los datos hallados nos servirán como valor de referencia para controles posteriores.

Equipo 2:

Se midió 105 000 cps en modo de adquisición normal.

Se midió 388 000 cps en modo de adquisición rápido.

Según el fabricante 320 000 cps con ventana 20% .

El fabricante no ha especificado el valor de referencia, los datos hallados nos servirán como valor de referencia para controles posteriores.

Equipo 3:

Se midió 82 800 cps en modo de adquisición normal. Con ventana 20% y centrado en 140 kev.

Según el fabricante > 105 000.

El fabricante no especifica bajo que condiciones es obtenido dicho valor, la diferencia podría explicarse a que el pico no se encuentra debidamente centrado.

Equipo 4:

Se midió 108 800 cps en modo de adquisición normal. Con ventana 20% y centrado en 140 kev.

Según el fabricante para este modo de adquisición no ha especificado el valor. El valor hallado puede ser utilizado como referencia para chequeos posteriores.

Equipo 5:

Se midió 98 000 cps en modo de adquisición normal. Con ventana 20% y centrado en 140 kev.

Según el fabricante para este modo de adquisición no ha especificado el valor. El valor hallado puede ser utilizado como referencia para chequeos posteriores.

Equipo 6:

Se midió 156 000 cps

Según el fabricante > 140 000 cps

El valor hallado puede ser utilizado como referencia para chequeos posteriores.

Equipo 7:

Se midió 281 000 cps

Según el fabricante > 325 000 cps

El valor hallado puede ser utilizado como referencia para chequeos posteriores. No se detalla las bajo que condiciones halló el fabricante.

Equipo 8:

Se midió:

Detector 1: 192 000 cps

Detector 2: 201 000 cps

Se adquirió bajo condiciones clínicas:

140 Kev con 15% de ventana;

Y con las especificaciones de NEMA 115 A 160 kev; aproximadamente 32% de ventana (117.5 a 162.5 kev) los valores obtenidos fueron iguales con los diferentes anchos de ventana.

Valor especificado por el fabricante > 240 000 cps

Los datos obtenidos en la presente prueba podrán ser utilizados por el usuario como valor de referencia para controles posteriores.

Equipo 10:

Se midió 315 000 cps; valor especificado por el fabricante 325 000 cps; bajo las condiciones de 140 kev y 20% de ventana.

Prueba de resolución de energía

Materiales:

Una solución de ^{99m}Tc como fuente puntual.

Una máscara con 3 milímetros de espesor para establecer el UFOV.

La tasa de cuenta no debe exceder los 20 000 cps.

El espectro almacenado debe ser por lo menos de 10 000 cuentas en el pico con una resolución digital de < 0.05 FWHM.

Procedimiento:

Se coloca la fuente puntual a 5 veces el diámetro, se mide el FWHM del espectro en el pico de ^{99m}Tc . Este valor se divide en el pico de energía y se multiplica por 100, para ser expresado en porcentaje.

Resultados:

Equipo 1:

Valor hallado 9.58%

Valor del fabricante < 10.6%

Valor del pico 135.6%

Verificación de la corrección de energía:

Se realizó de la siguiente manera:

- a) Una imagen de uniformidad con $\text{Tc } 99\text{m}$ con el pico centrado en 133 keV y ventana de 10%.
- b) Una imagen de uniformidad con $\text{Tc } 99\text{m}$ con el pico centrado en 147 keV y ventana de 10%. Se observa falta de uniformidad severa en las imágenes, en relación a la imagen con el pico centrado en 135.6 y ventana 20%, lo que indica que es necesario ajustar la corrección de energía.

Equipo 2:

Valor hallado 9.4%

Valor del fabricante < 10.6%

Verificación de corrección de energía.

Se realizó de la siguiente manera:

- a) Una imagen de uniformidad con $\text{Tc } 99\text{m}$ con el pico centrado en 133.38 keV y ventana de 10%.
- b) Una imagen de uniformidad con $\text{Tc } 99\text{m}$ con el pico centrado en 147.42 keV y ventana de 10%

Resultados:

a) UI UFOV = 17.07%

a) UI UFOV = 13.62%

Esta falta de uniformidad en relación a la imagen con el pico centrado en 140.4 keV y 20%, estaría indicando que es necesario ajustar la corrección de energía.

Equipo 3:

Valor hallado 13.73%

Valor del fabricante < 11.3%

El valor encontrado se debe a que no se encuentra bien centrado en el pico de energía y es necesario un ajuste en su corrección.

Verificación de la energía:

Se realizó de la siguiente manera:

- a) Una imagen de uniformidad con Tc 99m con el pico centrado en 133 keV y ventana de 10%.
- b) Una imagen de uniformidad con Tc 99m con el pico centrado en 147 keV y ventana de 10%

En las imágenes se observa la falta de uniformidad en relación a la imagen con el pico centrado en 140 keV y ventana 20%, estaría indicando que es necesario ajustar la corrección de energía.

Equipo 4:

Valor hallado 8.6%

Valor del fabricante < 10.6%

Valor de pico 139.6 keV.

Verificación de la energía:

Se realizó de la siguiente manera:

- a) Una imagen de uniformidad con Tc 99m con el pico centrado en 132.4 keV y ventana de 10%.
- b) Una imagen de uniformidad con Tc 99m con el pico centrado en 146.4 keV y ventana de 10%

Resultados:

- a) UI UFOV = 37.8%
- b) UI UFOV = 51.8%

Esta severa falta de uniformidad en relación a la imagen con el pico centrado en 139.6 keV y ventana 20%, indica que es necesario ajustar la corrección de energía y el ajuste de los fotomultiplicadores en mal funcionamiento. (tunning).

Equipo 5:

Valor hallado 8.8%

Valor del fabricante < 10.6%

Valor de pico en 139.5 keV.

Verificación de corrección de energía:

Se realizó de la siguiente manera:

- a) Una imagen de uniformidad con Tc 99m con el pico centrado en 132.5 keV y ventana de 10%.
- b) Una imagen de uniformidad con Tc 99m con el pico centrado en 146.5 keV y ventana de 10%

Resultados:

- a) UI UFOV = 6.5%
- b) UI UFOV = 6.2%

Esta moderada falta de uniformidad en relación a la imagen con el pico centrado en 139.5 y ventana 20%, estaría indicando que es necesario ajustar la corrección de energía.

Equipo 7:

Valor hallado 9.08%

Valor del fabricante < 9.7%

Valor de pico de energía 145 kev.

Verificación de la corrección de energía

Se realizó de la siguiente manera:

- a) Una imagen de uniformidad con Tc 99m con el pico centrado en 138 kev y ventana de 10%.
- b) Una imagen de uniformidad con Tc 99m con el pico centrado en 152 kev y ventana de 10%

Existe una falta de uniformidad leve en las imágenes en comparación a la imagen adquirida en condiciones de 145.0 kev y 20% de ventana, esta leve falta de uniformidad indica que se debe realizar un ajuste en la corrección de energía.

Equipo 10:

Valor hallado 8.94%

Valor del fabricante <9.70%

Prueba de linealidad espacial

La linealidad espacial diferencial en ambas direcciones X e Y fueron evaluados con el fantoma HINE-DULEY.

Procedimiento

Seguir los pasos como el de resolución espacial, sólo hay que cambiar el fantoma de cuatro cuadrantes por el Hine duley.

Equipo 1:

Se observa leves defectos de distorsión de linealidad, sería útil comparar estas imágenes con las realizadas por el servicio técnico del equipo, obtenidas con un fantoma dedicado de linealidad espacial para el equipo, para efectuar la corrección correspondiente.

Equipo 2:

Se observa leves defectos de distorsión de linealidad

Equipo 3:

Se observa ligeramente distorsión de linealidad.

Equipo 4:

Se observa linealidad distorsionada por los graves defectos de uniformidad.

Equipo 5:

No se observa defectos de linealidad.

Equipo 6:

No se observa defectos de linealidad.

Equipo 7:

Se observa algunos pequeños defectos de distorsión de linealidad en el sentido vertical, sería recomendable revisar con un fantoma más preciso del fabricante.

Equipo 10:

El fantoma HINE DULEY usado es de tamaño menor del UFOV, visualizando parcialmente el detector. A la inspección visual se destaca un deterioro de la linealidad vertical en relación a la falta de uniformidad mencionado con respecto a este equipo.

4.4.3 Medidas extrínsecas

Prueba de uniformidad del sistema

Materiales:

Fantoma de llenado de campo "Flachen phantom model 6292", conteniendo una solución de ^{99m}Tc con una actividad de 74 a 185 MBq (2-5 mCi)

Procedimiento:

1. Coloque en el detector el colimador que se planea probar. Coloque el detector hacia arriba verticalmente.
 2. Coloque el fantoma o fuente para llenado sobre la superficie externa del colimador.
 3. Centre en el fopico la ventana PHA que se utilice clínicamente.
 4. Obtenga una imagen analógica con el dispositivo de muestreo de imagen, preestablecido un conteo de 10^6 para las cámaras de campo chico, y de 2×10^6 para las cámaras de campo grande, utilizando corrección de uniformidad.
 5. Retire el fantoma o la fuente de llenado.
 6. Repita los pasos 1-5 con cada uno de los colimadores de agujeros múltiples que se utilicen rutinariamente.
- Esta prueba es de referencia, para efectuarse en el momento de aceptar el quipo. Luego debe llevarse a cabo semestralmente y cuando se sospeche de algún daño del colimador.
 - Es importante realizar esta prueba para asegurar que la respuesta al llenado del campo *permanece uniforme* con todos los colimadores que se empleen. En particular los colimadores de baja energía se pueden dañar con el transporte, pues sus tabique de plomo son sumamente delgados y se pueden separar al *sufrir un impacto*. La separación de los tabiques aparece en las imágenes como líneas paralelas con una mayor intensidad de conteo. Cuando un objeto choca contra la cara del colimador, las imágenes pueden mostrar un área de densidad de conteo *reducida coincidente* con el lugar en donde los tabiques se doblaron.
 - Al emplear un fantoma de llenado es necesario verificar la mezcla completa de su contenido para que se convierta en una fuente uniforme de

radiaciones. Si se sospecha que la mezcla no uniforme, se debe rotar 90° el fantoma y obtener una imagen nueva. La mezcla inadecuada se confirma si las irregularidades de la imagen cambian de posición con el fantoma.

- Debe hacerse notar que la corrección de uniformidad es en base a una imagen de llenado de referencia para cada colimador. En este caso es importante seguir cuidadosamente las recomendaciones del fabricante.

Interpretación de los resultados:

- Una cámara de centelleo debe mantener su uniformidad en respuesta al llenado de campo con todos los colimadores que se empleen y con todas las aplicaciones clínicas. Si se observan variaciones de la uniformidad que no son aparentes en la imagen de uniformidad intrínseca, se hace necesario el *reemplazo del colimador*.
- Anote en el registro del instrumento los resultados de esta prueba.

Resultados:

Equipo 1:

a) Con colimador de baja energía multipropósito (No. 34)

Uniformidad Integral = 9.6%

Adquirido con el colimador 3.

b) Colimador de baja energía multipropósito (No. 34)

Uniformidad Integral = 10.81%

Adquirido con el colimador 4.

Nota: Se han efectuado las dos adquisiciones, ya que el usuario realiza los estudios tomográficos colocando alternativamente colimador 4 o 3, según el tipo de estudio.

Comentarios: Se concluye que hay defectos considerables de uniformidad en las condiciones utilizadas en la prueba, que suponemos no son las adecuadas para el equipo.

El defecto hallado no se debe a mala homogeneidad de la fuente rellenable. Para comprobar su buen estado la fuente fue rotada en 90 grados, permaneciendo el defecto mayor en el mismo sitio.

Equipo 2:

Uniformidad Integral = 5.78%

Uniformidad Integral = 4% (del fabricante)

Comentario: Se concluye que hay considerable deterioro de la uniformidad al colocar el colimador, lo cual podría deberse a que los mapas de corrección para el colimador determinado no están actualizados.

Equipo 3:

Colimador de baja energía y alta resolución

Uniformidad: No se obtuvo el valor numérico directo por no tener comunicación con el software; sin embargo se realizó perfiles en las cuales se observó pequeñas variaciones de uniformidad.

Equipo 4:

Colimador de baja energía y alta resolución

Uniformidad Integral = 14.27%

Comentario:

Se concluye que existe una severa falta de uniformidad en las condiciones en que se realizó la prueba.

Equipo 5:

No se ingresó al programa de control de calidad del software del equipo, en vista que no se encontró en el menú información acerca del valor adecuado a elegir, teniendo en cuenta el radioisótopo y el colimador utilizados. (tc-99m y colimador de alta resolución baja energía)

Resultados:

a) Colimador de alta resolución (No. 45)

Uniformidad Integral = 9.7%

b) Colimador de alta resolución (No. 45)

Uniformidad Integral = 9.9%

Colimador No 34

c) Colimador multipropósito (No. 34)

Uniformidad Integral = 9.8%

Comentarios:

Se concluye que hay defectos considerables de uniformidad en las condiciones utilizadas en la prueba, que suponemos no son las adecuadas para el equipo. Además se debe destacar que para esta prueba se debió utilizar zoom 1.3 de lo que se deduce que los valores podrían ser mas altos.

El defecto hallado no se debe a mala homogeneidad de la fuente rellenable, comprobándose con el giro de 90° y permaneciendo la misma falta de uniformidad.

Equipo 6:

Uniformidad Integral UFOV = 7.48%

Uniformidad Integral CFOV = 5.48%

Uniformidad diferencial UFOV = 3.00%

Uniformidad diferencial CFOV = 3.00%

Los valores encontrados son mas altos que las especificaciones del fabricante (intrínseca). Al observar las imágenes se advierten zonas con una mayor concentración de la radioactividad y al girar la fuente rellenable se puede concluir que hay una falta de uniformidad.

Equipo 7:

La fuente rellenable no es la apropiada pues es redonda y el diámetro es menor que el tamaño del detector cuya forma es cuadrada. Por lo tanto, los valores obtenidos según NEMA para uniformidad del campo de visión útil (UFOV), no tienen validez.

Los resultados obtenidos en el campo central de visión (CFOV) son los siguientes:

Uniformidad Integral	-	3.75%
Uniformidad Diferencial		2.64%

Nota:

No existen especificaciones del fabricante de este parámetro, pero de acuerdo a los valores habitualmente encontrados estos valores corresponden a un comportamiento correcto.

Equipo 9:

		Detector 1	Detector 2
Uniformidad Integral UFOV	-	3.08%	2.85%
Uniformidad Integral CFOV	-	2.76%	2.11%
Uniformidad Diferencial UFOV	-	1.79%	2.06%
Uniformidad Diferencial CFOV	-	1.61%	1.40%

Las especificaciones del fabricante son:

Uniformidad Integral UFOV	-	3.5%
Uniformidad Integral CFOV	-	2.5%
Uniformidad Diferencial UFOV	-	2.5%
Uniformidad Diferencial CFOV	-	2.0%

Comentario: Aunque los valores no están considerados dentro de las especificaciones del fabricante, se ha considerado los valores especificados como forma intrínseca, como lo especifica el manual de servicio. Los valores encontrados de este modo están dentro del rango aceptable.

Equipo 10:

Uniformidad Integral UFOV	-	16.71%
Uniformidad Integral CFOV	-	6.60%
Uniformidad Diferencial UFOV	-	16.34%
Uniformidad Diferencial CFOV	-	2.01%

Comentario:

Durante la observación de la imagen se destaca en la dimensión mayor del rectángulo, una franja de mayor captación y en el lado opuesto aparece la misma franja pero esta vez de menor

captación, sugiriendo un desplazamiento de la matriz de formación de imágenes. Se concluye que los resultados del campo total son valores erróneos en respuesta a la mala uniformidad, salvo el valor central del CFOV de la uniformidad diferencial.

Prueba de linealidad y resolución espacial del sistema

Materiales:

Fantoma de llenado de campo, conteniendo Tc 99m con una actividad cercana a 185 MBq (5 mCi). O una fuente para llenado de campo de Co 57, con una actividad similar.

Un fantoma de transmisión de cuadrantes con barras, pueden ser el espaciado de las barras de 2, 2.5, 3.0 y 4.0 mm.

Procedimiento:

1. *Coloque en el detector el colimador que se planea probar. Coloque el detector verticalmente hacia abajo.*
2. *Coloque el fantoma de cuadrantes con barras sobre la superficie del colimador, con sus barras cuidadosamente alineadas con los ejes X e Y de la cara del detector.*
3. *Coloque el fantoma o la fuente de llenado de campo sobre el fantoma de cuadrantes.*
4. *Centre el fopico con una ventana de 20% en el PHA.*
5. *Obtenga una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico, con un conteo preestablecido de 2×10^6 para las cámaras de campo chico y de 4×10^6 para las cámaras de campo grande.*
6. *Rote 90° el fantoma de cuadrantes con barras y repita el paso 5. Repita este proceso, con inversión del fantoma, hasta completar las imágenes de los cuatro grupos de barras en las direcciones X e Y, en cada una de las posiciones de los cuatro cuadrantes. Se requieren 8 imágenes.*
7. *Repita los pasos 2-6, pero con el fantoma de cuadrantes con barras suspendido en el aire a una distancia de 10 cm de la superficie del colimador.*
8. *Repita los pasos 1-6, pero con el fantoma de cuadrantes con barras a una distancia de 10 cm de la superficie del colimador, con un medio*

dispersor equivalente a tejidos interpuesto entre el fantoma y el colimador.

9. Repita los pasos 1-8 con cada uno de los colimadores de agujeros múltiples disponibles.
10. Retire el fantoma de cuadrantes con barras y el fantoma o la fuente de llenado.
11. Mida con exactitud las amplitudes, B , de las barras del fantoma.

Análisis de datos:

1. Mediante la inspección visual de las imágenes, determine la amplitud de las barras más angostas que pueda resolver la cámara de centelleo en las direcciones X e Y , con el fantoma situado en la cara del colimador y a una distancia de 10 cm de él, suspendido en el aire y con material dispersor interpuesto. Tomar nota de cualquier área de resolución espacial pobre que pueda corresponder a algún daño del colimador.
2. Estime la resolución espacial del sistema en las direcciones X e Y para cada una de las condiciones de imagen, en términos de la amplitud total a la mitad de la altura máxima de la función de dispersión de la línea, de acuerdo con la ecuación (7).
3. Promedie los valores calculados en las direcciones X e Y .
 - Esta prueba es de aceptación de los colimadores.
 - El fantoma de cuadrantes con barras debe coincidir con la resolución espacial de la cámara de centelleo para que, cuando menos, un grupo de barras no sea resuelto por ella.
 - El medio dispersor equivalente a los tejidos se puede lograr con láminas de plástico (ejm. Perspex, lucita) o pedazos de cartón. Otra alternativa, es emplear una caja de plástico o madera llena de arroz crudo.
 - Esta prueba también se puede efectuar con el fantoma de agujeros gradualmente espaciados del Bureau of Radiological Health (BHR), en lugar del fantoma de cuadrantes con barras. En este caso, se deben lograr imágenes del fantoma en dos posiciones distintas, con una diferencia de 90° entre ellas, y se debe determinar los diámetros de los agujeros más chicos que pueda resolver la cámara de centelleo.

Interpretación de los resultados:

- Los valores estimados de la FWHM, con cada colimador, promediados a lo largo de los ejes X e Y, a una distancia de 10 cm del colimador, en el aire y con un dispersor interpuesto, deben compararse con los valores del fabricante.
- Los valores que se determinan en la superficie del colimador y a 10 cm de él. Deben compararse con las cifras logradas con cada uno de los colimadores para radiaciones de energía baja disponibles. Los colimadores que muestren la amplitud mayor de la función de dispersión de una línea a 10 cm del colimador, deben reservarse para los estudios de los órganos superficiales y para los estudios dinámicos.
- Si se obtiene un valor de la FWHM que sea mayor en 20% que la cifra del fabricante, debe verificarse que no exista algún daño en el colimador e iniciarse la acción de reemplazo del colimador.
- Anote en el registro del equipo si los resultados son aceptables o no.

Resultados:

Equipo 1:

Se realizó con los mismos fantasmas de cuatro cuadrantes usados en condiciones intrínsecas

La resolución del sistema se calculó en base a la obtenida con un fantoma ortogonal de 3.2 mm.

FWHM 5.6 mm.

Según fabricante FWHM 8.7 mm.

Sobre la linealidad se aprecia ligeras distorsiones en algunos sectores.

Equipo 2:

La linealidad se observa levemente distorsionada. La resolución del sistema se visualiza dos tamaños de barra, lo que corresponde a un valor de:

FWHM - 5.25 mm

Según fabricante FWHM 8.7 mm.

Equipo 3:

Se obtiene a la observación visual tres tamaños de barras, lo que corresponde a un valor de:

FWHM = 1.75 X 2.8 - 4.9 mm

FWHM = 10.3 mm (según fabricante)

Comentario:

El valor de resolución encontrado es menor que el especificado por el fabricante, se explica porque el fabricante da el valor más alto posible que se puede aceptar (en el peor de los casos).

Con respecto a la linealidad se tiene una ligera distorsión.

Equipo 4:

Se obtiene una linealidad distorsionada en las zonas correspondientes a los defectos de uniformidad.

En la imagen de resolución se visualiza tres tamaños de barras, lo que corresponde a un valor de:

FWHM = 4.37 mm

FWHM = 6.9 mm (según fabricante)

Equipo 5:

La linealidad es aceptable, se realizó con fantoma hine-duley con zoom 1.3, pues es más pequeño que el tamaño del detector.

La resolución se realizó con su fantoma apropiado de las siguientes dimensiones:

3.5 mm; 3,0 mm; 2,5 mm; 2.0 mm.

Se visualiza los tres primeros valores, lo que indica que se trata de un fantoma adecuado para el equipo.

FWHM = 4.37 mm

FWHM = 3.3 mm (según fabricante)

Equipo 6:

Linealidad realizado con el fantoma Hine Duley, se observó un leve deterioro en la linealidad.

a) Con el fantoma de 4 cuadrantes, se visualiza 2 cuadrantes y la resolución calculada es:

FWHM = 5.25 mm

b) Con 2 fuentes lineales la resolución calculada es:

FWHM = 8.56 mm

FWHM = 9.3 mm (según fabricante) a 10 cms. de aire.

Equipo 7:

Se observa una linealidad aceptable

Con respecto a la resolución:

a) Fantoma de 4 cuadrantes:

Debido a que la fuente rellenable es más pequeña que el campo útil de visión, se realizó imagen de fantoma de 4 cuadrantes con un zoom de 1.3 y se visualizó también todos los cuadrantes. Por lo tanto una estimación de la resolución espacial es:

FWHM = 4.375 mm

b) Dos fuentes lineales

- | | | | |
|----|----------------|---|------------------------------|
| 1. | Sin dispersión | - | 5.90 mm |
| 2. | Con dispersión | - | 10.53 mm |
| 3. | Sin dispersión | - | < 7.90 mm (según fabricante) |

Equipo 9:

En la prueba de linealidad que se realizó con el fantoma Hine Duley, existen algunos pequeños defectos de linealidad en el sentido vertical con mayor intensidad en ambos detectores, especialmente en el detector No 2.

a) La prueba de resolución, se realizó con el fantoma de 4 cuadrantes de tamaño más pequeño que los detectores, pudiéndose observar solo la resolución en la parte central de éste.

Se obtuvo una imagen en la cual se observa bien 3 de los cuadrantes del fantoma, que equivale a: FWHM = 4.37 mm

b) Dos fuentes lineales:

Detector No 1 FWHM = 4.63 mm

Detector No 2 FWHM = 4.46 mm

FWHM = 4.2 mm (según fabricante) para el colimador ultra alta resolución, se considera aceptable hasta 20% de diferencia.

Equipo 10:

Con respecto a la linealidad se observa un deterioro en la linealidad vertical en relación al artefacto que se encuentra en la imagen en el campo UFOV.

Con respecto a la resolución:

a) Con el fantoma de barras de 4 cuadrantes, se observó 3 cuadrantes lo que nos da:

FWHM = 5.25 mm

b) Dos fuentes lineales

FWHM = 8.05 mm

FWHM = 7.9 mm (según fabricante), el valor hallado cumple con la especificación pues es aceptable hasta un 10% de diferencia.

Prueba de Integridad y verificación de angulación del colimador

Materiales:

Fuente puntual de 1 mCi en su contenedor respectivo.

Procedimiento:

A distancias lejanas del detector, hacer un seguimiento de la imagen que se muestra en el display en persistencia, revisando la angulación en cada colimador.

Resultados:**Equipo 1:**

Se realizó con el colimador de baja resolución multipropósito utilizado para efectuar tomografía, dando un resultado satisfactorio, como pudo apreciarse en la inspección visual de las imágenes.

Equipo 2:

Se realizó con el colimador utilizado para efectuar tomografía, dando un resultado satisfactorio, como pudo apreciarse en la inspección visual de las imágenes.

Equipo 3:

Se realizó con los colimadores utilizados para tomografía (baja energía, alta resolución y multipropósito). Se obtuvo imágenes de una fuente puntual colocada a 6 m. de distancia. Las imágenes no muestran defectos claros, por lo que se concluye que los colimadores están en buen estado.

Equipo 4:

Se realizó con el colimador de baja resolución multipropósito utilizado para efectuar tomografía, dando un resultado satisfactorio, como pudo apreciarse en la inspección visual de las imágenes.

Equipo 5:

Se realizó con los dos colimadores utilizados en tomografía, dando un resultado satisfactorio, como pudo apreciarse en las imágenes.

Equipo 8:

Las imágenes se aprecian correctas, se realizó con el colimador de alta resolución baja energía.

Equipo 9:

Se realizó con una fuente puntual colocada a una distancia de 2.80 m. El resultado de la prueba no fue satisfactorio por existir un artefacto de tipo lineal en la imagen. Se investigará la causa.

Equipo 10:

Se realizó con el colimador LEAP, LEHR en ambas imágenes fueron correctas.

Prueba de sensibilidad planar del sistema

Materiales:

Un fantoma para la sensibilidad plana que contenga una solución de ^{99m}Tc con una actividad conocida con exactitud y que sea cercana a 37 MBq (1 mCi). La actividad debe determinarse con un calibrador de dosis, midiendo en una jeringa la actividad de la solución que se transferirá al fantoma y la dosis residual en la jeringa después de la transferencia, y substrayendo la segunda de la primera. También debe anotarse la hora exacta en el momento de medir la actividad. Se necesita un fantoma distinto para cada radionúclido que se emplee.

Procedimiento:

1. Coloque en el detector un colimador de agujeros paralelos para radiaciones de energía baja. Coloque verticalmente el detector, dirigido hacia arriba.
2. Cubra la superficie del colimador con un plástico. Coloque el fantoma con la solución radiactiva sobre la superficie expuesta del colimador.
3. Centre una ventana de 20% en el fotopico
4. Prestablezca un conteo de 10 000 cuentas. Anote la tasa de conteo y la hora exacta en el punto medio del período de conteo.
5. Retire el fantoma y registre el conteo de fondo durante un tiempo igual. Anote la tasa de conteo.

Análisis de datos:

1. Exprese todos los datos como tasas de conteo netas (c/s), corregidas por el fondo.
2. Refiera todas las tasas de conteo netas a la hora correspondiente a la determinación de la actividad, efectuando las correcciones necesarias en relación con el decaimiento radiactivo.
3. Calcule la sensibilidad plana de cada colimador en c/s por Bq.
 - Esta es una prueba de aceptación de los colimadores
 - La exactitud de los resultados depende de la exactitud al momento de determinar la actividad del radionúclido la cual, a su vez, depende de la exactitud del calibrador de dosis que se utilice. Si ésta se encuentra dentro

de + 5%, es suficiente para indicar si las sensibilidades de los diferentes colimadores son comparables con las especificaciones del fabricante.

- Aún si la actividad no se puede determinar con exactitud, es posible evaluar la sensibilidad de los colimadores en relación con la sensibilidad de un colimador selecto. Las especificaciones del fabricante generalmente se expresan en términos de la sensibilidad relativa, con la excepción de uno de los colimadores, para el que si se indica su sensibilidad absoluta.
- La prueba es instructiva, pues ilustra la variación amplia de los tiempos que se requerirán en los estudios clínicos para lograr un conteo en particular con los colimadores diferentes.

Interpretación de los resultados:

- Durante las verificaciones para la aceptación, los valores de la sensibilidad de cada colimador deben compararse con el valor del fabricante, haciendo una concesión a la exactitud con la que se determine la actividad.
- Si se obtiene un valor de sensibilidad que sea menor a 10% de la cifra determinada por el fabricante con el colimador concerniente, éste debe examinarse en busca de daños e iniciar las acciones para el cambio con el representante.
- Anote en el registro del equipo si los resultados de esta prueba confirman o descartan la operación.

Resultados:

Equipo 1:

Valor encontrado	=	359 ctas/min/uCi.
Valor del fabricante	=	270 ctas/min/uCi.

Equipo 3:

Valor encontrado	=	320 ctas/min/uCi.
Valor del fabricante	=	337 ctas/min/uCi.

Equipo 10:

Valor encontrado	=	187 ctas/min/uCi.
Valor del fabricante	=	180 ctas/min/uCi.

Prueba de filtración de las radiaciones a través del blindaje del detector

Materiales:

Una fuente radiactiva puntiforme, consistente en un pequeño volumen de una solución del radionúclido que emita la radiación gama de energía mayor de entre los que sean de uso común, con una actividad aproximada de 3.7 MBq (100 uCi) en un contenedor adecuado.

Procedimiento:

1. Coloque en el detector un colimador apropiado para la energía de la radiación gama de la fuente radiactiva.
2. Centre en el fotopico la ventana del PHA que se utilice clínicamente para el radionúclido concerniente.
3. Coloque la fuente radiactiva consecutivamente en doce sitios diferentes, en torno del blindaje del detector, y registre el conteo en cada sitio durante un tiempo preestablecido de 100 segundos. Además, investigue los sitios de junta en el blindaje, los puntos de salida de los cables y otras regiones de blindaje menor.
4. Retire la fuente radiactiva y mida el conteo de fondo, B, durante 100 segundos.

Análisis de datos:

- Según el documento de la IEC sobre "Características y Condiciones de Prueba de Instrumentos para imágenes con Radionúclidos" (IEC 789), la tasa de conteo que produce el detector debe medirse y presentarse como una fracción porcentual de la tasa de conteo que se obtiene cuando la fuente se coloca sobre el eje de un colimador específico, a 100 mm de su cara frontal. Se deben anotar los valores máximos de filtración en los puntos de prueba. Se debe prestar atención especial a los valores de las filtraciones en las juntas del blindaje y en forma muy particular, en la junta entre el colimador y el blindaje del detector.
- Esta es una prueba de aceptación.

Interpretación de los resultados

- Las cuentas medidas no deben exceder en ningún sitio al conteo de fondo por más de tres desviaciones patrón. Esta prueba debe repetirse cuando se registre cualquier resultado anormal, verificando que no existan fuentes de

radiación vecinas, incluyendo a los pacientes a los que se les haya administrado alguna sustancia radiactiva, y que no existan contaminaciones radiactivas en el instrumento ni en su entorno. Si la anomalía persiste, deberá investigarse el grado de la filtración e iniciar las acciones correctivas a través del representante.

- Anote en el registro del equipo si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable.

RESULTADOS:

Tabla 4

Equipo	Cuentas que no se excedieron en las juntas al fondo	Cuentas que se excedieron en las juntas al fondo	Observaciones
1	✓		
2	✓		
3	✓		
4	✓		
5	✓		
8	✓		No existe filtración a través de toda la cabeza detectora
9	✓		No existe filtración a través del blindaje en ambos detectores
10		En tres puntos de los medidos se encontraron valores más altos que las cuentas del fondo más tres veces su desviación Standard	Los resultados fueron: Punto1: 41% Punto2: 16% Punto3: 5%

4.4.4 Medidas Tomográficas

Características de funcionamiento de SPECT

Muchas de las características de funcionamiento de un sistema SPECT son similares o idénticas a aquellas pruebas de las cámaras de centelleo del sistema cámara computador y no se verán nuevamente. Adicionalmente a los parámetros descritos en los puntos 4.1, 4.2, 4.3, 4.4.1, 4.4.2, 4.4.3, se debe definir otra serie de parámetros para describir el funcionamiento tomográfico y estos son:

1. Ancho de corte
2. Contraste tomográfico
3. Uniformidad tomográfica
4. Resolución tomográfica
5. Linealidad de la respuesta tomográfica
6. Exactitud cuantitativa
7. Precisión de la determinación del centro de rotación

1. Ancho de corte

El ancho de corte es medido a partir de la respuesta del sistema, a lo largo de una línea paralela al eje de rotación, hasta una fuente radiactiva puntiforme colocada a una distancia radial conocida del centro de rotación. Este ancho no es constante con respecto a la posición dentro del corte transaxial. Los valores importantes son el ancho de corte en el centro (o sea a lo largo del eje de rotación) y el ancho de corte a una distancia radial conocida, por ejemplo a 10 cm. del eje de rotación.

La importancia del ancho de corte radica en que describe la resolución del sistema a lo largo del eje Z para la reconstrucción. Un ancho de reconstrucción menor a 3 píxeles, es típicamente similar a la resolución espacial convencional de la cámara de centelleo, a una profundidad correspondiente en tejido.

El ancho de reconstrucción es el número de líneas de proyección usadas para reconstruir un corte transaxial. La resolución Z del sistema no corresponde al tamaño de un píxel multiplicado por el ancho de reconstrucción. Por ejemplo, si el tamaño del píxel es de 3 mm y el ancho de reconstrucción es de 1 píxel, el

ancho de corte puede ser del orden de 10 a 20 mm. Sin embargo, cuando el ancho de reconstrucción se hace mas grande, por ejemplo mayor a 6 mm para píxeles de 3mm, este ancho de reconstrucción empieza a dominar y determinará el ancho del corte. Por lo tanto, el ancho de corte depende del ancho de reconstrucción. Convencionalmente, el ancho de corte se mide para un ancho de reconstrucción de 1 píxel, de forma tal que sea prácticamente independiente del ancho de reconstrucción. (Ver fig. 4.3)

Variaciones en el ancho de corte debidas a selecciones diferentes del ancho de reconstrucción producirán variaciones en la respuesta observada del sistema (contenidos de píxel en la imagen reconstruida), y pueden causar dificultades considerables para la cuantificación.

2. Contraste Tomográfico

El contraste tomográfico es un indicador importante de lo bien que un sistema funciona en relación con la detección de lesiones pequeñas. Su definición es como sigue: coloque una esfera de tamaño conocido dentro de un volumen que contenga una concentración de actividad uniforme. Después de la reconstrucción, haga una determinación del valor (V_{bgd}) de píxeles en la imagen reconstruida en las vecindades de la esfera pero fuera de la región correspondiente a la misma. Haga también una determinación del valor de píxel dentro de la región correspondiente a la esfera (V_{sph}). El contraste para este tamaño de lesión se debe calcular a partir de la expresión (8).

$$Contraste = \left[\frac{V_{sph} - V_{bgd}}{V_{sph} + V_{bgd}} \right] \dots\dots\dots(8)$$

Existen muchas otras definiciones posibles y han sido utilizadas. Sin embargo, el concepto fundamental consiste en determinar la habilidad del sistema para detectar un cambio conocido en la concentración de actividad para un objeto de tamaño (esférico) conocido. En particular, el contraste depende en gran medida del tamaño de la lesión usada para su determinación.

El contraste tomográfico es importante debido a que determina la capacidad de detectar lesiones pequeñas. Este parámetro se afecta por la acción de diferentes propiedades del sistema, en particular por la resolución de la energía, la contribución de la dispersión y el filtro de reconstrucción. El

contraste tomográfico decrece a medida que el tamaño del objeto es menor que la resolución espacial del sistema, o cuando el objeto llena solo parcialmente el corte de reconstrucción. Estos efectos se llaman PSF (función de efecto extendido) y efecto de volumen parcial, respectivamente.

3. Uniformidad tomográfica

Es la uniformidad de la reconstrucción de un corte a través de una distribución de actividad uniforme. Hasta el presente no existe consenso acerca de hasta donde el número o parámetro, correspondiente al índice de uniformidad NEMA para imágenes planas, puede determinar una imagen tomográfica, aunque ha habido propuestas para extender las definiciones NEMA para la uniformidad integral y diferencial, y aplicarlas al conjunto completo de imágenes de proyección.

Las lagunas en la uniformidad tomográfica pueden ser observadas (para una órbita circular) como artificios circulares o anillos centrados en el punto correspondiente al centro de rotación del sistema, como se ilustra en la fig. 4.14. En los estudios clínicos pueden observarse anillos incompletos (cuñas, etc.) que pueden dar la impresión errónea de distribuciones anormales de la actividad.

Fig. 4.14 Artificios circulares en un fantoma de uniformidad



Un método para determinar la no uniformidad tomográfica consiste en hacer una determinación del contraste de un artificio circular (anillo) en relación al fondo uniforme, con respecto al cual se observa. Por ejemplo, mediante la gráfica de un perfil y la determinación de la profundidad o la altura de la “muesca” creada por el artificio en el perfil.

La no uniformidad plana se amplifica en forma considerable por el proceso de reconstrucción tomográfico. Esta amplificación es inversamente proporcional a la distancia medida desde el eje de rotación.

4. Resolución tomográfica

La resolución tomográfica se define en términos del ancho total a la mitad del máximo (FWHM) de la función de respuesta de una fuente radiactiva puntiforme luego de la reconstrucción de un corte transaxial. En la imagen reconstruida se mide de una manera similar a la resolución extrínseca de una gamma cámara planar.

La resolución tomográfica determina la calidad de la imagen, tal como ocurre en todos los tipos de imagen. Sin embargo, en tomografía se observan a menudo funciones de respuesta no simétrica. La resolución también se afecta por la posición (distancia desde el eje de rotación dentro del plano de corte). Por lo tanto, la resolución tomográfica resulta ser no isotópica y varía considerablemente en función de la posición dentro del corte tomográfico. También variará considerablemente en función del colimador que se emplee (de resolución Alta o uno de propósito general), del tipo de adquisición, del radio de rotación, y del tipo órbita (circular o no circular). La resolución tomográfica observada dependerá también del filtro de reconstrucción. Se agravará a medida que el filtro se haga mas angosto. Las pruebas recomendadas aquí sugieren la utilización de un filtro de rampa o, si se carece de éste, de un filtro lo mas angosto posible.

5. Linealidad de la determinación de actividad

Cuando una serie de *diferentes objetos con concentración de actividad individual conocida* se colocan simultáneamente dentro del sistema tomográfico, los valores observados de píxel de reconstrucción para cada objeto pueden *graficarse en función de las concentraciones de actividad conocida*. Idealmente, esta gráfica debe dar como resultado una línea recta. La determinación de la linealidad del sistema se obtiene a partir de esta gráfica. Debe observarse que este tipo de *gráfica no permite hacer una determinación de la exactitud cuantitativa del sistema*.

La linealidad es un componente de la calibración del sistema cuando se utiliza para cuantificación. La dispersión y la atenuación pueden causar desviaciones considerables de la respuesta lineal. La linealidad del sistema es importante debido a que permite la comparación de los valores observados en diferentes regiones después de la reconstrucción tomográfica. Por ejemplo, cuando se comparan diferentes regiones de interés dentro del cerebro en el estudio del flujo sanguíneo cerebral.

Se debe tener cuidado especial al determinar la linealidad del sistema ya que su "respuesta" puede depender en gran medida de la posición. Por ejemplo, el uso de una fantoma circular simétrico puede dar resultados erróneos que sugieren que el sistema es mucho más lineal que cuando se utiliza un fantoma no simétrico.

6. Exactitud cuantitativa del sistema

La exactitud cuantitativa del sistema está descrita por el error en la determinación, en términos absolutos de la concentración de actividad, en alguna posición de la imagen reconstruida, o sea en Bq/ml. El valor determinado por el sistema se compara con el valor actual en algún punto dentro del objeto. Este error debe diferenciarse de la precisión del sistema, el cual se asocia con la capacidad de reproducir un valor determinado. La linealidad del sistema es una medida de la exactitud relativa de estas determinaciones. Si el sistema es lineal, la razón determinada es igual a la razón verdadera, y al realizar una gráfica de la actividad verdadera en función de la actividad determinada (dentro de un rango) se debe obtener una línea recta. Sin embargo, el hecho de que un sistema sea lineal no garantiza que sea exacto ni preciso.

La exactitud cuantitativa se afecta por la dispersión, la atenuación, el filtro de reconstrucción utilizado, las variaciones en los anchos de corte, el volumen parcial. Por lo tanto, las determinaciones de actividad realizadas para estudiar la exactitud cuantitativa deben llevarse a cabo en una variedad de configuraciones diferentes. Por ejemplo, objetos de tamaño diverso, posiciones diferentes dentro del objeto, cantidades distintas de material dispersivo, etc.

7. Precisión de la determinación del eje de rotación

La línea perpendicular al centro del detector que atraviesa el eje de rotación debe pasar por el centro (el eje central) de la imagen de proyección. Cualquier línea de proyección dada en la imagen, puede medir la distancia entre su punto central y el punto correspondiente a la intersección con la línea perpendicular al centro de rotación verdadero. Esta distancia se conoce como desplazamiento del centro de rotación que puede determinarse en función del ángulo de rotación y, su puesta a punto en el sistema tomográfico, es bastante crítica.

Errores en la determinación del centro de rotación pueden causar pérdida de resolución, y en casos extremos, pueden hacer que fuentes puntiformes aparezcan reconstituidos como anillos.

A pesar de que no es importante que el centro de rotación se encuentre exactamente en el centro de la imagen, este corrimiento (el error en el centro de rotación) debe ser tomado en cuenta por el software de reconstrucción. De hecho, el error en la determinación del centro de rotación puede variar en alguna medida cuando el sistema gira. Este no es un valor único sino una función del ángulo de rotación. Muy pocos sistemas incluyen métodos para corregir estos efectos de segundo orden. Sin embargo, cuando se examina uno de estos sistemas puede ser imposible determinar la exactitud en el corrimiento del centro de rotación (CoR) y de alineación de ejes. Debe utilizarse en su lugar la prueba de verificación de operación total para confirmar la exactitud de la corrección de centrado examinando su efecto sobre la resolución tomográfica del sistema.

Se aplica un razonamiento similar para órbitas no circulares, con el fin de realizar una reconstrucción. El sistema necesita saber en que posición se encuentra el detector para un cierto ángulo, aunque pueda variar de una manera más compleja que en el caso de órbitas circulares.

Para grandes corrimientos del centro de rotación no se pueden usar para estudios tomográficos.

Prueba de determinación del tamaño absoluto del píxel

El objetivo de esta prueba es determinar el tamaño absoluto del píxel en la matriz usada para la reconstrucción tomográfica. Esta prueba debe realizarse para todas las energías y todos los colimadores utilizados en la práctica, y

calculada para todos los tamaños de matriz así como todas las condiciones tomográfica de zoom.

Los materiales a usarse son:

- Dos o tres fuentes puntuales de ^{99m}Tc (resina de intercambio ionico).
- Dado el tamaño de fuente se requiere una solución de ^{99m}Tc concentrada.
- Regla (lineal o escuadra)

Procedimiento

1. Coloque las fuentes puntiforme sobre la regla (Escuadra: ambos ejes=distancia)
2. Adquirir una imagen estática usando el tamaño de matriz mas fino posible de 1 a 1.5 minutos.
3. Regla Lineal (2 fuentes): Adquirir una imagen en el eje X y otra en el eje Y.
- 4 Escuadra (3 fuentes): Se adquiere una sola imagen (ambos ejes)

Este procedimiento se debe hacer para cada zoom, colimador y matriz.

Calcular el tamaño de pixel de acuerdo a la relación (9).

pixel \rightarrow #cms

1 pixel $\rightarrow \frac{\text{pixel} * \# \text{cms}}{\# \text{pixel}}$

Observaciones.

- El tamaño de píxel se requiere para la reconstrucción tomográfica por ejemplo para el algoritmo de corrección de atenuación.
- Los tamaños de píxel en las direcciones X e Y no necesariamente deben ser las mismas.
- Es necesario conocer el tamaño absoluto del píxel, en milímetros, con el fin de determinar la resolución. Aplicar la corrección por atenuación y realizar determinaciones cuantitativas del tamaño de los órganos.
- Compare los tamaños del píxel X e Y, la diferencia entre ellos no debe sobrepasar el 5%.
- Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable.

Resultados:

Equipo 1:

Matriz	Zoom	Valor en X	Valor en Y
64 x 64	1.0	6.67	6.89
64 x 64	1.5	4.76	4.70
128 x 128	1.5	3.44	3.44
256 x 256	1.0	1.73	1.73
256 x 256	1.5	1.16	1.16

Son valores adecuados al tamaño de la matriz y del detector. Además, la diferencia entre los valores encontrados en x e y es inferior al 5%, que es el límite.

Equipo 2:

Matriz	Zoom	Valor en X	Valor en Y
64 x 64	1.0	6.89	7.69

El valor encontrado en Y es mayor que lo esperado para la matriz y detector. El valor en X es el adecuado, existe una diferencia mayor que 5% entre los valores encontrados en X e Y. Se debe ajustar este valor tan pronto como sea posible.

Equipo 3:

Matriz	Zoom	Valor en X	Valor en Y
64 x 64	1.0	6.25	6.66
64 x 64	1.33	4.76	4.6
128 x 128	1.6	4.0	4.0

Son valores adecuados al tamaño de la matriz y del detector. Además, la diferencia entre los valores encontrados en X e Y es inferior al 5%, que es el límite aceptable.

Equipo 4:

Matriz	Zoom	Valor en X	Valor en Y
64 x 64	1.0	6.8	6.7

Son valores adecuados al tamaño de la matriz y del detector. Además la diferencia entre los valores encontrados entre X e Y es inferior al 5%, que es el límite aceptable.

Equipo 5:

Matriz	Zoom	Valor en X	Valor en Y
64 x 64	1.0	8.8	9.1
64 x 64	1.5	5.9	6.0

Son valores en el límite al tamaño de la matriz y del detector; entendiéndose la pérdida de resolución. Sin embargo, la diferencia entre los valores encontrados entre X e Y es inferior al 5%, que es el límite aceptable.

Equipo 6:

Matriz	Zoom	Valor en X	Valor en Y
128 x 128	1.0	2.79	2.81

Son valores adecuados al tamaño de la matriz y del detector. Además, la diferencia entre los valores encontrados entre X e Y es inferior al 5%, que es el límite aceptable.

Equipo 7:

Matriz	Zoom	Valor en X	Valor en Y
64 x 64	1.0	6.93	7.21
128 x 128	1.0	3.60	3.58

Son valores adecuados al tamaño de la matriz y del detector. Además, la diferencia entre los valores encontrados entre X e Y es inferior al 5%, que es el límite aceptable.

Equipo 9:

Matriz	Zoom	Valor en X	Valor en Y
128 x 128	1.0	4.76	4.76
256 x 256	1.0	2.32	2.32

Valores encontrados en ambos detectores.

Equipo 10:

Matriz	Zoom	Valor en X	Valor en Y
128 x 128	1.0	4.58	4.75
256 x 256	1.0	2.33	2.33

Son valores encontrados adecuados al tamaño de la matriz y al detector. La diferencia es menor al 5%.

Prueba de corrimiento del centro de rotación (CoR) y de alineación de ejes

Materiales:

Fuente puntual (única o múltiples) o lineal (según especificaciones del fabricante) 1 mCi de ^{99m}Tc .

Procedimiento:

Ubicar las fuentes según las especificaciones del fabricante

Adquirir un SPECT: Rotación de 360°, matriz 64, 32 imágenes, 10" cada imagen, (o según especificaciones del software).

Procesar el SPECT según el software del equipo.

Observaciones:

Un sistema SPECT debe centrarse en forma muy exacta si no se desea una degradación de la resolución. Esta prueba ha sido diseñada para asegurar que la imagen reconstruida no sufra degradación por esta causa.

Cada milímetro de pérdida en la precisión del centrado, sea mecánico, electrónico, dentro del cabezal o en la interfase, degradará considerablemente la resolución de la imagen reconstruida.

Una buena táctica a emplearse cuando se observan problemas en sistemas de cabeza múltiple, es tratar cada cabezal separadamente como si fuera un sistema de cabeza simple. Por ejemplo, con un sistema de cabeza dual, obtenga datos para cada cabezal a lo largo de los 360°, y aplique el análisis de datos separadamente para cada cabezal.

Como se ha dicho anteriormente, el corrimiento del centro de rotación puede no ser constante con respecto al ángulo. Estos efectos de segundo orden pueden ser observados en la gráfica de variaciones con respecto al ángulo, los cuales deben ser pequeños. Sin embargo, pueden ser ignorados si son tenidos en cuenta por el software de reconstrucción, bajo el supuesto de que son reproducibles. En este caso, la prueba de centrado debe repetirse con el fin de asegurar su reproducibilidad.

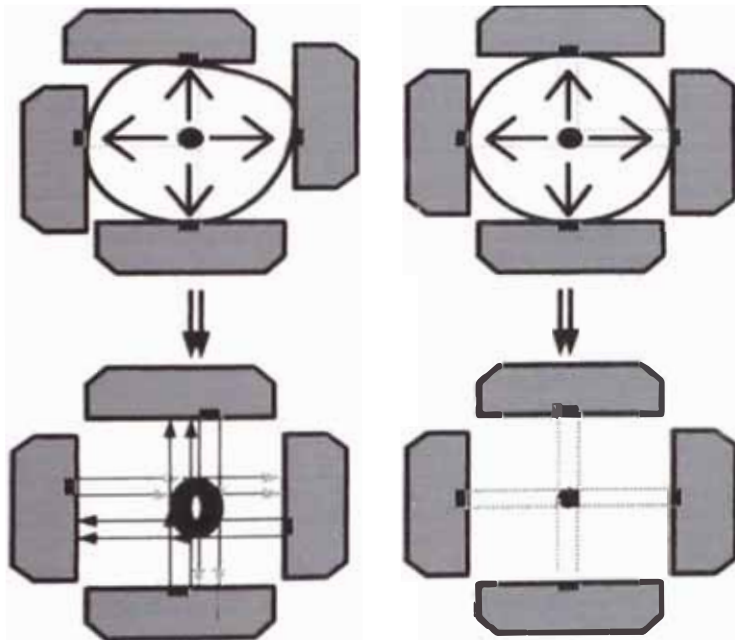
Interpretación de los resultados:

- La interpretación de los resultados dependerá de la extensión con la cual el hardware y el software del sistema tomográfico corrigen errores en el centrado.

Limites de aceptación:

- El valor promedio del corrimiento del centro de rotación debe ser menor a 2 mm, o de lo contrario debe ser corregido.
- Los corrimientos del centro de rotación calculados en el centro y en los bordes del campo de visión no deben diferir en más de 2 mm uno de otro.
- Para sistemas de cabezal múltiple, la posición del eje $Y = 0$, al igual que la ganancia en Y , debe ser igual para cada cabezal.
- Anote en el registro del instrumento si los resultado de esta prueba son positivos o no.
- COR mal

COR bien



RESULTADOS:

Equipo 1:

Sólo se utilizó el comando de visualización, no ingresando el valor encontrado en los datos del equipo para efectuar las correcciones necesarias, de manera que no se alteró las condiciones iniciales del equipo.

El resultado obtenido del centro de rotación está dentro de los límites aceptables para esta prueba.

Equipo 2:

El resultado obtenido del centro de rotación está dentro de los límites aceptables para esta prueba.

Equipo 3:

El resultado obtenido fue de -0.4 mm valor que está dentro de los límites aceptables. (2 mm).

Equipo 4:

El resultado está dentro de los límites aceptables.

Equipo 5:

El resultado obtenido para el centro de rotación está en el valor del límite superior aceptable para esta prueba. Sin embargo, para el eje Y se encuentra un valor adecuado, demostrando con ello el buen alineamiento de este eje.

Este resultado que está en el límite de aceptación puede deberse al daño de un sensor de alineamiento entre la camilla y el detector.

Equipo 7:

COR = -1.06 mm

Se realizó esta prueba de acuerdo a las indicaciones del fabricante y solo se utilizó un programa de visualización, no ingresando el valor encontrado en los datos del equipo para efectuar las correcciones necesarias; de manera que no se altere las condiciones de éste. El resultado obtenido esta dentro de los límites aceptables para esta prueba.

Equipo 9:

COR = 0.37 mm

DS = 0.65

COR = ± 1.5 mm (según fabricante)

DS = 0.65

El resultado obtenido esta dentro de los límites.

Equipo 10:

COR = -1.53 mm

Var = 0.36

El resultado está dentro de los límites.

Prueba de resolución tomográfica en el aire

Se mide la resolución tomográfica del sistema en aire y verificamos que el proceso de reconstrucción no se degrade debido a la adquisición tomográfica o a la reconstrucción.

Materiales:

Una pequeña fuente radiactiva puntiforme de Tc 99m similar a la utilizada para la prueba de centrado.

Procedimiento:

1. Coloque la fuente puntiforme en el aire a una distancia no mayor a 1 cm del centro de rotación, cerca del centro del campo de visión.
2. Utilice un radio de rotación aproximado de 15 cm, o menos. Usar una órbita de rotación circular.
3. Realice una adquisición tomográfica utilizando el tamaño de matriz y el número de ángulos usados clínicamente, adquiriendo aproximadamente 10K cuentas por toma.
4. Reconstruya los datos con un filtro rampa o el filtro más angosto que permita el sistema.
5. Realice esta prueba durante la aceptación y a intervalos semestrales con la fuente puntiforme sobre el eje de rotación y cerca del borde del campo de visión (cerca de $+ Y_{max}$ y a $-Y_{max}$), como se indica para la prueba de centro de rotación.
6. Realice una adquisición estática normal en la posición de reposo, usando la misma matriz, zoom, colimador y calibración de energía utilizados en la adquisición tomográfica.
7. Repita los pasos del 1 al 6 con la fuente puntiforme colocada a una distancia aproximada de 8 cm. del eje.

Análisis de datos:

1. Reconstruya datos
2. Dibuje un perfil a través de la imagen de la fuente puntiforme en la imagen reconstruida y calcule el FWHM en las direcciones horizontal y vertical.

3. Mida el FWHM en las direcciones horizontal y vertical de la imagen estática obtenida en la posición de reposo.
 - No debe existir una diferencia significativa entre los FWHM medidos en los perfiles horizontal y vertical de la reconstrucción en aire, cuando se utiliza una órbita circular. Pueden existir diferencias para órbitas no circulares cuando existe dispersión o cuando la fuente se encuentre alejada del eje de rotación.
 - La interpretación de los resultados no cambia cuando se utiliza un radio de rotación mayor al recomendado, pero se incrementarán los valores absolutos del FWHM para las imágenes planas.

Interpretación de los resultados

- Esta es una prueba bastante útil para asegurarse de que el sistema ha sido centrado de manera precisa, que el software de adquisición y reconstrucción está funcionando correctamente, y que se puede obtener un funcionamiento adecuado. Cualquier error en el centrado, debido a la vibración, etc., dará como resultado una pérdida en la resolución tomográfica con relación a la resolución plana. Si se utiliza en la reconstrucción otro tipo de filtro diferente al de rampa existirá alguna degradación en la resolución tomográfica cuando se compara con la resolución tomográfica.
- Calibre los controles del monitor de tal forma que se tenga un nivel de corte muy bajo, que solo se observe el fondo. La imagen de reconstrucción de la fuente puntiforme debe tener una forma circular y, particularmente, no debe tener la forma de una coma. Es probable que se presenten rayas radiando simétricamente, provenientes de la fuente puntiforme, pero no deberán haber las llamadas direcciones preferidas. Puede haber un “ contorno” alrededor de la imagen pero no deberá ser mucho más significativo que la amplitud de las rayas. Verifique la amplitud de las rayas como porcentaje del valor en el centro de la fuente puntiforme. No debe existir diferencia, excepto en el campo de visión entre los resultados obtenidos con la fuente puntiforme en el corte central y los logrados con la fuente puntiforme cercana al borde del campo de visión.

Tabla: 5

RESULTADOS:

Equipo	Parámetros de Adquisición							Resolución Tomográfica	R tomográfica /R planar	Límite de aceptación
	Matriz	Zoom	No Proyecc.	de Grados	Modo disparo	Colimador	Resolución Planar			
1	64 x 64	1.0	64 de 5 seg c/u	360°	✓	LEAP 34 No3	16 mm	17 mm	1.06	1.10
5	64 x 64	1.0	120 de 5 seg c/u	360°	✓	LEHR 45	22 mm	24 mm	1.09	1.10
7	64 x 64	1.0	128 de 25 seg c/u	360°	✓	LEHR	18.19 mm	20.83 mm	1.14	1.10
9	256x256	1.0	120 de 10 seg c/u	360°	✓	LEUHR	8.55 mm	8.25 mm	1.03	1.10 No existe deterioro de la resolución por la reconstrucción
10	64 x 64	1.0	64 de 10 seg c/u	360°	✓	LEHR	18 mm	23 mm	1.28	1.10 Hay pérdida de resolución en la reconstrucción, puede deberse a que no se utilizó una fuente puntual

Verificación de operación total

Con esta prueba se podrá verificar el funcionamiento del sistema adecuadamente, en condiciones similares a aquellas utilizadas en la práctica clínica. Estime el contraste de objetos de tamaño conocido.

Materiales:

Un fantoma de operación total. Por ejemplo el Jaszczak, el de Carlson, u otro fantoma similar. Este deberá tener, por lo menos, una región con actividad uniforme y una región con lesiones frías. También es deseable tener algún estimativo de la resolución. La actividad contenida en el fantoma deberá ser de un valor cercano a 370 MBq de Tc 99m.

Procedimiento:

1. Monte el fantoma de operación total, coloquelo sobre la camilla alineado de tal forma que quede paralelo al eje de rotación.
2. Obtenga un tomograma utilizando el tiempo de adquisición recomendado para el fantoma. Por ejemplo, para el fantoma Jaszczak un aproximado de 100M cuentas.
3. Reconstruya los tomogramas usando filtro, corrección de atenuación y corrección de uniformidad recomendadas para el fantoma. Se recomienda que el filtro sea rampa, o un filtro más abrupto.
4. Durante la prueba de aceptación, repita estas verificaciones para todas las formas posibles de la adquisición tomográfica. Por ejemplo, para un número diferente de ángulos, diferentes tamaños de matrices, diferentes filtros, etc.

Análisis de datos:

1. coloque un perfil a través de la imagen en la región uniforme del fantoma, mida las cuentas en el centro y en el borde. Se puede obtener un estimado para el coeficiente de atenuación lineal partiendo de este radio usando:

$$\mu = [\ln (\text{cuentas en el borde}/\text{cuentas en el centro})]/\text{radio } (\text{cm}^{-1})$$

y luego utilizando el valor de μ en el cálculo de la corrección de la atenuación. Mida también la amplitud en porcentaje para cualquier artefacto como se describió en la prueba de uniformidad tomográfica.

2. Utilice los perfiles apropiados a las regiones de interés, mida el contraste de algunas lesiones esféricas pequeñas que sean visualizadas exitosamente. Registre los valores de aceptación y compare los valores cuando la prueba se realiza de forma rutinaria.
3. Se han diseñado diferentes fantomas de operación total para diferentes propósitos. En particular, algunos fantomas como el Jaszczak, cuyo fin es probar los límites de funcionamiento del sistema, y deben usarse con el mayor número de cuentas posible en circunstancias que definitivamente no son clínicas.
4. Se han diseñado otros fantomas para simular la situación clínica y se utilizan apropiadamente con un número menor de cuentas. Además, normalmente éstos no se reconstruyen con un filtro rampa.
5. El primer tipo de fantoma es mucho más difícil de visualizar y probablemente es una mejor prueba del funcionamiento del sistema. Sin embargo, esto requiere mucho más tiempo para dar imagen. El último tipo fantoma podría no dar una buena indicación de cómo está funcionando el sistema, pero puede dar una buena indicación de cómo está funcionando clínicamente.

Interpretación de los resultados:

- Las imágenes deben inspeccionarse cuidadosamente en busca de artefactos y debe señalarse cuando esto ocurra. Si se utiliza la corrección de atenuación deberá investigarse el resultado en términos de la planicie de la reconstrucción, mirando un perfil a través de la sección uniforme. Debe señalarse la forma de las lesiones detectadas y su número.
- En general, la calidad de la imagen se deberá estimar visualmente y se deberá señalar el contraste de las lesiones detectadas.
- Dicho fantoma es una prueba muy buena para un sistema tomográfico. Los diferentes sistemas darán resultados muy diferentes. La presencia de artefactos circulares es una buena indicación de problemas asociados con la uniformidad. Una pobre detección de las lesiones puede estar asociada

con problemas de centrado o con problemas relacionados con la ventana de energía. Cuando se emplea la corrección de atenuación el perfil uniforme no deberá variar por más de 10% del valor de la media dentro del fantoma.

- Cualquier degradación del funcionamiento entre la prueba de aceptación y las pruebas de rutina es significativa y es necesario investigarla realizando otras pruebas más específicas.
- Una comparación con las imágenes de referencia y con aquellas obtenidas en ocasiones recientes, no debería mostrar ninguna degradación en su representación y debería satisfacer los requerimientos clínicos dentro de las capacidades del instrumento.
- Se debe poner especial atención a la visibilidad de las lesiones simuladas más pequeñas, debido a que esto provee un criterio por el cual se puede estimar el funcionamiento. Si se presentara un cambio evidente al utilizar el radio de rotación estándar y otros parámetros de adquisición, se deberán realizar pruebas más específicas para averiguar su causa.
- Anote en el registro del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indique la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

RESULTADOS:

Tabla 6

Equipo	Condiciones de Adquisición											Reconst.		Observación
	Matriz	Zoom	No de Proyecc.	Grados	Modo paso y disparo	Total de cuentas	Colim.	Radio	Factor de Aten. Fabric.	Filtro	Tam. De corte			
1 (a)	64 x 64	1.0	60 de 30 seg c/u	360°	✓	22 M	LEAP	23 cms	0.125	Rampa	1 pixel	Las condiciones corresponden a las utilizadas clinicamente, en forma habitual		
1 (b)	64 x 64	1.0	60 de 20 seg c/u	360°	✓	13.8 M	LEAP	23 cms.	0.125	Rampa	1 pixel	✓		
2	64 x 64	1.0	128 de 30 seg c/u	360°	✓	49 M	LEMS	22 cms	0.125	Rampa	1 pixel	Las condiciones corresponden a las utilizadas clinicamente pero con un mayor número de cuentas, que lo habitual (mayor tiempo de adquisición).		
3	128x 128	1.0	256 de 25 seg c/u	360°	✓	79 M	LEHR	25 cms mín.	0.125	Rampa Hanning	1 pixel	Las condiciones corresponden a las utilizadas clinicamente pero con un mayor número de cuentas, que lo habitual (mayor tiempo de adquisición).		

4	64 x 64	1.0	120 de 25 seg c/u	360°	✓	9M	LEHR	25 cms	0.125	Rampa	1 pixel	Las condiciones corresponden a las utilizadas clinicamente pero con un mayor número de cuentas, que lo habitual (mayor tiempo de adquisición).
5	64 x 64	1.0	120 de 15 seg c/u	360°	✓	15 M	LEHR	23 cms	0.125	Rampa	1 pixel	Las condiciones antes descritas corresponden a las utilizadas clinicamente pero con un mayor número de cuentas, que lo habitual.
7 (a)	64 x 64	1.0	60 de 15 seg c/u	360°	✓	12.5 M	LEHR	23 cms	0.125	Rampa	1 pixel	Las condiciones corresponden a las utilizadas clinicamente en lo habitual.
7 (b)	128x 128	1.0	120 de 10 seg c/u	360°	✓	137 M	LEHR	26 cms	0.125	Rampa	1 pixel	Las condiciones antes descritas corresponden a la manera óptima del uso del Jacsak
8	128 x 128	1.23	128 de 30 seg c/u	360°	✓	40 M	LEHR	25 cms	Chang	Rampa	1 pixel	Rate 11.3 kcts Las condiciones corresponden a las utilizadas clinicamente, en forma habitual
9 (a)	128x 128	2	120 de 60 seg c/u	360°	✓	110 M	LEUHR	10 cms				Condiciones correspondientes a un nivel intermedio entre la condición clínica y óptima del fantoma y que pueden ser tomadas como referencia
9 (b)	128x 128	2	120 de 30 seg c/u	360°	✓	50 M	LEUHR	10 cms				

RESULTADOS:

Equipo 1 (a y b)

Comentario:

Uniformidad Tomográfica:

En la inspección visual de los cortes en la zona uniforme libres de insertos; se observa artefactos anulares de gran intensidad cerca del centro de rotación.

Se intentó realizar mediciones cuantitativas de la uniformidad, (perfiles, áreas de interés) pero fue imposible efectuarlas satisfactoriamente ya que no se encontró una zona homogénea adecuada para realizar los cálculos de manera confiable.

Los artefactos circulares cerca del centro de rotación que al corregir por atenuación, se hacen mas evidentes y se visualiza una mayor zona de captación, debido a la falta de uniformidad del equipo. Ello se observa en todas las adquisiciones realizadas.

Resolución tomográfica:

Se inspecciona las imágenes obtenidas con el mismo fantoma. En la zona correspondiente a los insertos de esferas y varillas, se observa que hasta cuatro de las seis esferas correspondientes a los tamaños: 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1 mm; 15.9 mm. Con respecto a las varillas, se observa dos paneles: el de 12.7 mm y levemente el de 11.1 mm.

Equipo 2:

Uniformidad tomográfica:

Comentario:

En la inspección visual de los cortes se observa artefactos anulares de gran intensidad cerca del centro de rotación. No se realizó mediciones cuantitativas de la uniformidad pues en la inspección visual no se vio una zona con una homogeneidad adecuada como para realizar éstas de manera confiable.

Los artefactos circulares son debido a la falta de uniformidad del equipo.

Resolución tomográfica:

De las seis esferas se observa cuatro de ellas, con las dimensiones: 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1 mm; 15.9 mm.; y en la zona de las barillas se observa sólo un panel de dimensión 12.7 mm.

Equipo 3:

Uniformidad tomográfica:

Se efectuó en la zona que se encuentra libre de insertos; con corrección de uniformidad y sin ella. En la inspección visual de los cortes se observa un pequeño artefacto anular de gran intensidad cerca del centro de rotación.

Se inspecciona las imágenes obtenidas en el fantoma utilizado para visualizar la uniformidad tomográfica, las cuales se adquieren en las condiciones mencionadas. En la inspección visual

de los cortes se observa artefactos anulares de gran intensidad cerca del centro de rotación. No se realizó mediciones cuantitativas de la uniformidad pues en la inspección visual no se vio una zona con una homogeneidad adecuada como para realizar éstas de manera confiable. Los artefactos circulares son debido a la falta de uniformidad del equipo.

Resolución tomográfica:

De las seis esferas se observa cuatro de ellas, con las dimensiones: 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1 mm; 15.9 mm.; y en la zona de las barillas se observa sólo un panel de dimensión 12.7 mm. La reconstrucción fue con el filtro Rampa, Hanning y prefiltro.

Equipo 4:

Uniformidad tomográfica:

Comentario:

Se efectuó en la zona que se encuentra libre de insertos. A pesar de existir defectos graves de uniformidad llama la atención que no sean tan evidentes a la observación visual, y esto es debido a que los defectos pequeños de uniformidad son manifestados como anillos circulares de alto contraste. En cambio, los defectos graves se visualizan menos.

No se realizó mediciones cuantitativas de la uniformidad pues en la inspección visual no se vio una zona con una homogeneidad adecuada como para realizar cálculos de manera confiable.

Los artefactos circulares son debido a la falta de uniformidad del equipo.

Resolución tomográfica:

De las seis esferas se observa tres de ellas, con las dimensiones: 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1mm.

Equipo 5:

Uniformidad tomográfica:

Comentario:

Se efectuó en la zona que se encuentra libre de insertos. En la inspección visual de los cortes se observa artefactos anulares de gran intensidad cerca del centro de rotación. No se realizó mediciones cuantitativas de la uniformidad pues en la inspección visual no se vio una zona con una homogeneidad adecuada como para realizar éstas de manera confiable.

Los artefactos circulares son debido a la falta de uniformidad del equipo.

Resolución tomográfica:

De las seis esferas se observa cinco de ellas, con las dimensiones: 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1 mm; 15.9 mm; 12.7 mm; y en la zona de las barillas se observa sólo un panel de dimensión 12.7 mm.

Equipo 7:

Uniformidad tomográfica:

Comentario:

Al examinar los cortes correspondientes a la zona del fantoma libre de insertos, es posible concluir que se observa una uniformidad muy buena, y realizando un perfil de este segmento, comparando el valor con mayor diferencia de cuenta, da como resultado un 7%. No se visualizan artefactos anulares característicos de los defectos de uniformidad.

En el uso óptimo del fantoma:

Al examinar los cortes correspondientes a la zona del fantoma libre de insertos se observan defectos anulares y una zona de mayor concentración de cuentas en la parte central del fantoma.

Es posible demostrar que en las condiciones óptimas del uso del fantoma se destacan algunas deficiencias en la operación, que bajo las condiciones clínicas no aparecen.

Resolución tomográfica:

Se observa en las imágenes obtenidas con el mismo fantoma, la resolución tomográfica en la zona de insertos de esferas y varillas.

Uso clínico del fantoma:

De las seis esferas se observa tres de ellas, con las dimensiones: 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1 mm; además se insinúa dos esferas; y en la zona de las barillas se observa sólo un panel de dimensión 12.7 mm.

Uso óptimo del fantoma:

Se visualiza muy bien tres de las esferas cuyos tamaños corresponden a 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1 mm, además se puede distinguir, con poca resolución, dos esferas del tamaño que sigue. En la zona de las varillas se visualiza cuatro secciones correspondiente a los tamaños 12.7 mm, 11.1 mm; 9.5 mm; 7.9 mm.

Equipo 8:

Comentario:

Uniformidad Tomográfica

Al examinar los cortes correspondientes a la zona del fantoma libre de insertos, se observan artefactos anulares de pequeña intensidad cerca del centro de rotación y otro en el extremo superior derecho.

La presencia de artefactos circulares es una indicación de problemas asociados a la uniformidad.

Resolución tomográfica:

Se observa las imágenes obtenidas con el mismo fantoma utilizado para visualizar la resolución en la zona de esferas. Se visualiza hasta 3 de las seis esferas correspondiente a los tamaños de: 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1 mm. Es necesario destacar que la esfera más pequeña es visualizada con una resolución pobre.

En la sección de varillas: Se observa la mitad inferior de estas no pudiéndose distinguir las tres secciones correspondientes.

Equipo 9:

Comentario

Se realizó la reconstrucción de acuerdo a las especificaciones precisas del fabricante con filtro Butterworth 5.25 y el grosor de corte especificado por ellos para el análisis de las diferentes secciones del fantoma, como consta en el manual.

Uniformidad Tomográfica

En la inspección visual de los cortes se observa un grado de uniformidad muy bueno, no observándose defectos anulares.

Resolución tomográfica:

Se inspecciona las imágenes obtenidas con el mismo fantoma utilizado para visualizar la uniformidad tomográfica, en la zona correspondiente a los insertos de esferas y varillas.

En las condiciones intermedias:

Se visualiza hasta 4 de las 6 esferas correspondientes a los tamaños de 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1 mm; 15.9 mm.

En la zona correspondiente a las varillas se visualizan 5 de las 6 secciones de la zona.

En las condiciones óptimas:

Se visualiza hasta 5 de las 6 esferas correspondientes a los tamaños 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1 mm; 15.9 mm.; 12.7 mm.

En la zona correspondiente a las varillas se visualizan 5 de las 6 secciones siendo la imagen levemente mejor, desde el punto de vista de la forma.

Equipo 10:

El análisis de la uniformidad tomográfica se efectuó en el segmento de este fantoma que se encuentra libre de insertos.

Análisis de los resultados:

a) Condiciones óptimas:

Se puede observar leves artefactos anulares y una zona central de alta concentración de la radioactividad.

Realizando un perfil en esa zona se determina que la diferencia entre el valor máximo y mínimo de conteo es de un 30%.

b) Condiciones intermedias:

Se puede observar ausencia de artefactos anulares y existe también una zona con mayor concentración de cuentas pero no de tanta intensidad ante la inspección visual. Realizando un perfil en esta zona se determina que la diferencia entre el valor máximo y mínimo de conteo es de un 39%.

De estos valores se puede concluir que si bien ante la inspección visual parecería como con una uniformidad mejor, la imagen con menor conteo está distorsionada por el menor número de cuentas.

Esta es una demostración de lo arriesgado que es la cuantificación en SPECT.

Resolución tomográfica:

Se inspecciona las imágenes obtenidas con el mismo fantoma utilizado para visualizar la uniformidad tomográfica, en la zona correspondiente a los insertos de esferas y varillas.

a) Condiciones óptimas:

Evaluación de insertos esferas: se visualizan muy bien hasta cuatro de las seis esferas correspondientes a los tamaños 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1 mm; 15.9 mm. La quinta esfera se insinúa.

Evaluación en la zona de las varillas: es posible visualizar tres de seis que corresponden a los siguientes tamaños: 12.7 mm; 11.1 mm; 9.5 mm; la cuarta es posible visualizar bien en la periferia solamente.

b) condiciones intermedias:

Evaluación de insertos esferas: se visualiza muy bien tres de las seis esferas correspondientes a los tamaños 31.8 mm; 25.4 mm; 19.1 mm y la cuarta esfera se insinúa.

Evaluación en la zona correspondiente a las varillas: se visualiza bien tres de las seis porciones correspondientes a los tamaños de 12.7 mm; 11.1 mm; 9.5 mm.

4.5 Evaluación de los Equipos SPECT

Pruebas de Capacidad del Sistema y Equipo SPECT

4.5.1	Pruebas Mecánicas	10
•	Todos los movimientos bien	10
•	Un movimiento no trabaja, equipo funciona	05
•	Dos movimientos no trabaja, equipo no funciona	00
4.5.2	Pico	10
•	Corrección de autopicado bien	10
•	No hay corrección, parcialmente funciona	05
•	Isótopo deseado no seleccionado, no es posible Espectro	00
4.5.3	Uniformidad (sistema)	25
•	Flood corregido, bien cuantitativamente visual	25
•	Autocorrección no trabaja,	
	< 3% uniformidad diferencial	15
	> 3% uniformidad diferencial	00
4.5.4	Linealidad	15
•	Visualización lineal bien	15
•	Ligeramente falta linealidad	10
•	Groseramente fuera de marca	00
4.5.5	Resolución espacial	10
•	El mismo que el fabricante específico	10
•	Degradación en el siguiente paso en el fantoma De barras, planar, y en SPECT.	07
•	Dos pasos de degradación	00

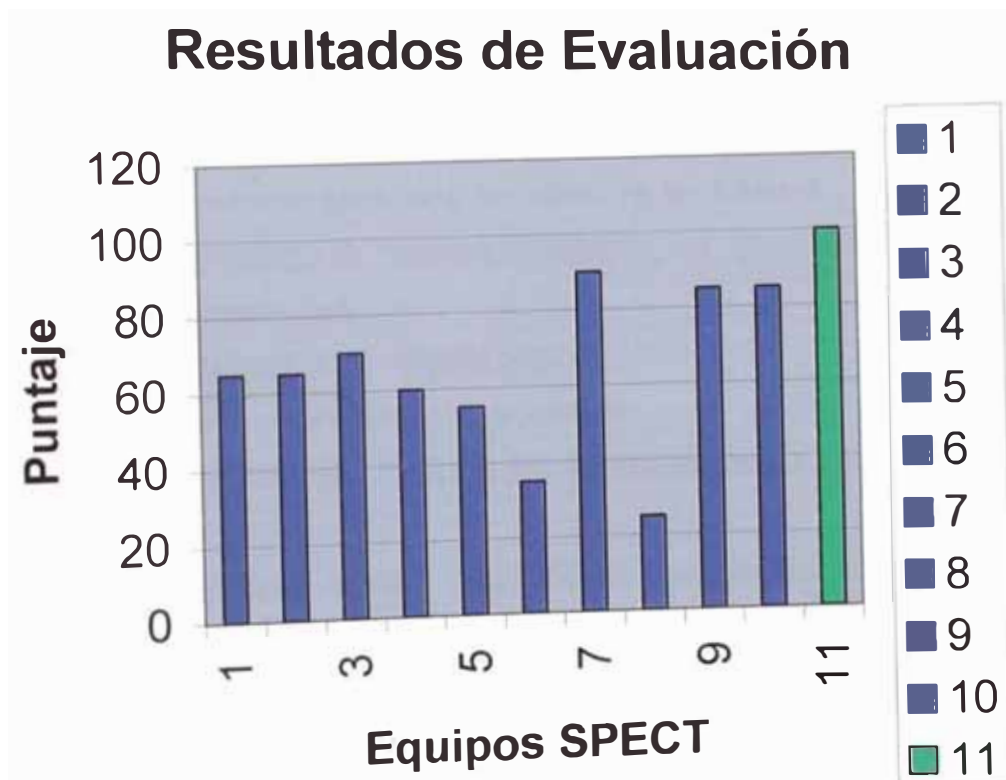
SPECT

4.5.6 Pruebas mecánicas del COR		05
• Especificaciones del fabricante	05	
• No concuerda	00	
4.5.7 COR		10
• 0.5 píxel	10	
• 0.5 – 1.0 píxel	05	
• > 1.0 píxel	00	
4.5.8 SPECT phantom		10
• Uniformidad bien y ausencia de artefactos	10	
• Mínimo de artefactos	05	
• Artefactos grandes	00	
4.5.9 Resolución de Objetos en fantoma		05
• Como las especificaciones	05	
• Fuera de las especificaciones	00	

Puntaje para determinar el funcionamiento de SPECT 70, si es sólo planar 60.

EVALUACIÓN DE EQUIPOS SPECT

EQUIPO		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Puntaje Máximo
4.5.1	Pruebas Mecánicas	5	10	10	10	5	0	10	10	10	10	10
4.5.2	Pico	10	10	5	10	10	-	10			10	10
4.5.3	Uniformidad	10	10	15	5	5	15	25	-	25	15	25
4.5.4	Linealidad	10	10	15	10	10	10	10	-	10	10	15
4.5.5	Resolución espacial	10	10	10	10	10	10	10	-	10	10	10
SPECT												
4.5.6	Pruebas Mecánicas del COR	5	5	5	5	5		5		5	5	5
4.5.7	COR	10	10	10	10	10	-	10	-	10	10	10
4.5.8	Uniformidad Phantom	0	0	0	0	0	-	10	10	10	10	10
4.5.9	Resolución de Objetos en phantom	5	0	0	0	0		0	5	5	5	5
TOTAL		65	65	70	60	55	35	90	25	85	85	100



4.6 Limitaciones del Hardware y Software de los equipos SPECT

Cuando se comenzaron a usar las computadoras en Medicina Nuclear, eran poco fiables, difíciles de operar y sus capacidades eran consideradamente más limitadas que hoy en día. En realidad, actualmente no parece tener fin el continuo desarrollo de la tecnología en computación. Como resultado de estos avances, comienza a ser posible la realización de análisis de datos cada vez más sofisticados en Medicina Nuclear, con beneficios clínicos reales. Por ejemplo, los avances en el poder de procesamiento han hecho posible, en la práctica clínica, el uso de las técnicas de reconstrucción estadística, las cuales solían considerarse demasiado exigentes para los sistemas disponibles. Al mismo tiempo, el costo de las computadoras ha disminuido. Sin duda en los próximos 10 años veremos avanzar la computación en Medicina Nuclear tanto como en la pasada década.

En cuanto al software, las optimizaciones de las versiones mejoradas han sido tan rápidas como el hardware. Dentro de estas podemos observar lo que sucede con todo equipo computacional que con el tiempo se hace obsoleto.

Esta potencia de tratar imágenes utilizando una computadora para transformar una imagen de una forma de presentación a otra en orden de brindar detalles deseados sobre el display, al principio las computadoras fueron usadas como un componente de almacenamiento, para repetidas exposiciones hecho sobre films hasta obtener una apropiada densidad de la película, Actualmente nos permiten las computadoras procesar imágenes por un software que incluye algoritmos sofisticados para:

1. manejar detalles de la imagen original
2. manipular la presentación de la imagen
3. corregir la distorsión causada por los componentes en la adquisición de la imagen,
4. desarrollar otros análisis matemáticos para extraer información en el diagnóstico de paciente. Esta variedad inmensa de operaciones es posible por tener imágenes almacenadas en la computadora en formatos numéricos, los cuales permiten manejarlos matemáticamente.

CAPITULO V

TRATAMIENTO COMPUTACIONAL DE LA IMÁGENES ADQUIRIDAS POR LOS EQUIPOS SPECT Y CÁMARA GAMMA CON MATLAB

Introducción

Una vez evaluado el equipo, las imágenes adquiridas digitalmente, éstas deben perseguir los siguientes objetivos:

- a) confirmar el funcionamiento óptimo del equipo
- b) acertar en el diagnóstico clínico del paciente.

La imagen digital construida en la computadora me emite una información discreta y de manera muy diferente a una imagen de la placa film tradicional; La imagen adquirida esta conformada por pequeños mosaicos, cada uno de ellos toma un solo color o una tonalidad de gris. Una imagen digital siempre esta compuesta por un número limitado de elementos discretos o celdas, donde cada una de éstas recibe el nombre de "píxel".

La captura y el procesamiento de las imágenes en la computadora ha cobrado gran importancia en la actualidad para diversas aplicaciones, ésta ha dependido enormemente de los progresos de hardware.

Aun a principios de la década del 70 el procesamiento de las imágenes en computadoras era muy elemental, Actualmente se puede realizar excelentes técnicas de tratamiento de imágenes con fines múltiples en la investigación.

Para este trabajo, los algoritmos se han implementado en Matlab por ser un software con librerías que facilitan al experto, realizar de manera mas fácil la manipulación de las imágenes, y así también pueda estar disponible en una computadora personal.

Para las Técnicas que se han desarrollado en el presente trabajo han sido tratados en forma numérica, para los que se ha aplicado la transformada discreta de Fourier (TDF) [11], la transformada discreta del coseno (TDC) [11], algebra binaria [11] y el análisis de filtros. [11].

Esquema general de la adquisición de una imagen digital

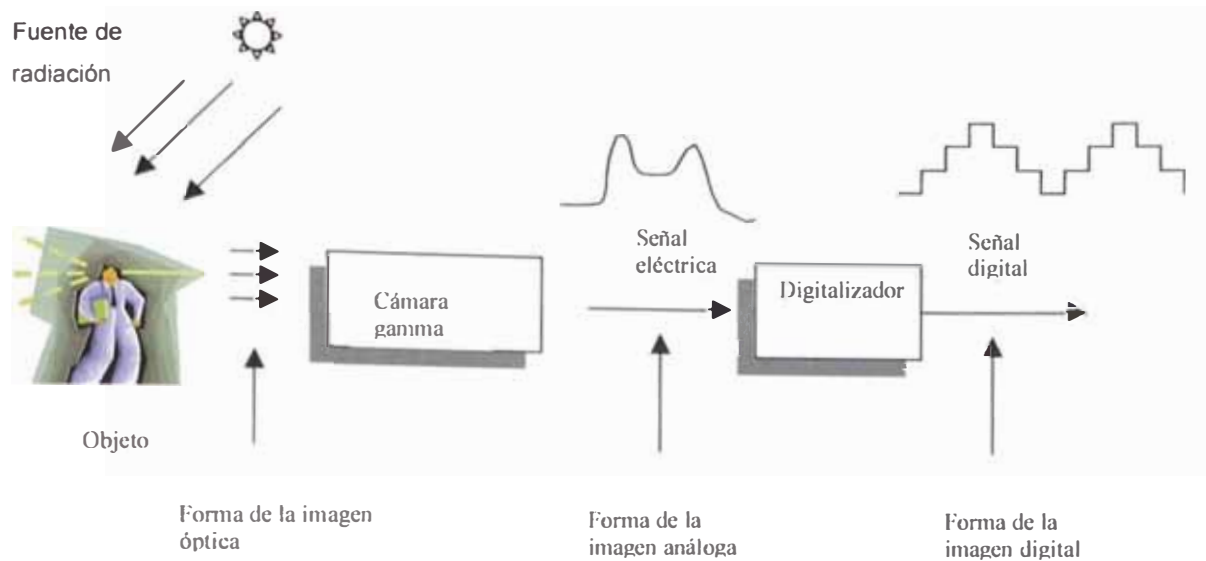


Fig. 5.1

5.1 Técnicas de tratamiento computacional

El procesamiento computacional de las imágenes requiere conocimientos teóricos y prácticos de: Análisis Matemático, Métodos Numéricos, Óptica y Tecnología de computadoras.

La mayor y mejor información que se desea obtener respecto a cada imagen está relacionada a una o varias técnicas de procesamiento.

En el presente trabajo se ha desarrollado las siguientes técnicas de procesamiento.

- Compresión y descompresión de Imagen en 2 D
- Ecuilización de histogramas
- Técnicas binarias
- Interpolación de nivel de grises
- Utilización de filtros
- Segmentación de Imagen
- Restauración de la imagen

5.1.1 Compresión de Imagen en 2 D

La Técnica de compresión de la información dada por una imagen consiste en reducir el tamaño del conjunto de datos obtenidos (número de bytes) con la calidad de nivel requerido pero de una forma mas compacta. Su proceso inverso constituye la llamada descompresión. Existen varias operaciones de compresión las cuales tratan de extraer la información esencial de una imagen, de modo que ésta pueda ser reconstruída posteriormente. La información que no es esencial es descartada. Consecuentemente, esto también reduce la cantidad de tiempo requerido para transmitir sobre un enlace de comunicaciones a una velocidad determinada.

Para realizar la operación de compresión se utiliza la Transformada discreta del coseno (TDC) en dos dimensiones.

Sea A una matriz asociada a la información obtenida de una imagen de entrada y se desea obtener una matriz B asociada a la imagen procesada ó de salida.

Definimos la función Transformada Discreta del coseno (TDC) de la forma siguiente:

Algoritmo

$$B(p, q) = \alpha(p)\alpha(q) \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} A(m, n) \cos \frac{\pi(2m+1)p}{2M} * \cos \frac{\pi(2n+1)q}{2N}$$

$$0 \leq p \leq M-1$$

$$0 \leq q \leq N-1$$

$$\alpha(p) = \left\{ \begin{array}{l} 1/\sqrt{M}, p = 0 \\ \sqrt{2}/M, 1 \leq p \leq M-1 \end{array} \right\}$$

$$\alpha(q) = \left\{ \begin{array}{l} 1/\sqrt{N}, q = 0 \\ \sqrt{2}/N, 1 \leq q \leq N-1 \end{array} \right\} \dots\dots\dots(5.1)$$

Donde M y N son el tamaño de la fila y columna de A respectivamente. Para la descompresión se utiliza la Transformada Inversa del Coseno (TIDC) La cual esta definida por:

$$A(m, n) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} \alpha(p)\alpha(q)B(p, q) \cos \frac{\pi(2m+1)p}{2M} * \cos \frac{\pi(2n+1)q}{2N}$$

En nuestro caso el objetivo es comprimir el conjunto de datos obtenidos de la imagen adquirida de un cerebro humano. Entonces usando la ecuación (5.1) para esta imagen de entrada resulta la imagen de la figura 5.1.2.

Sintaxis:

```
I = imread ('crane2.pcx');
J=dct2(I);
imshow(log(abs(J)),[],colormap(jet(64)),colorbar
```



Fig.5.1.1 imagen original de matriz

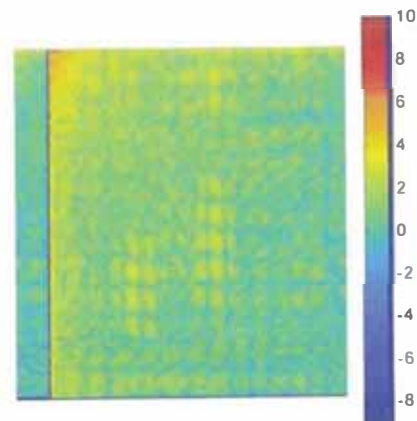


Fig. 5.1.2 Imagen cráneo 2 comprimida en escala de colores. Note que la mayor parte de la energía esta en la esquina superior izquierda.

Ahora ponemos valores menores que 10 en la matriz de DCT, y luego reconstruimos la imagen usando la inversa DCT la función idct2. [13]

```
J(abs(J)<10) = 0;
```

```
K= idct2(J)/255;
```

```
imshow(K);
```

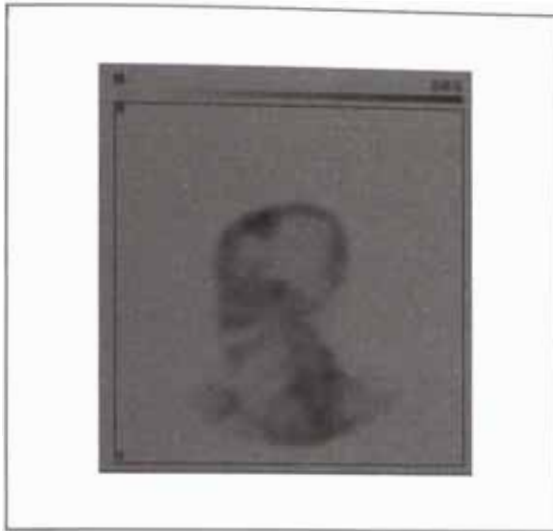


Fig. 5.1.3 Imagen descomprimida

Otra aplicación de compresión de una pelvis con una matriz definida

Sintaxis:

```
B= dct2(A)
```

```
B=dct2(A,m,n)
```

Donde: A es la imagen original de matriz MxN

B es la imagen comprimida de matriz mxn

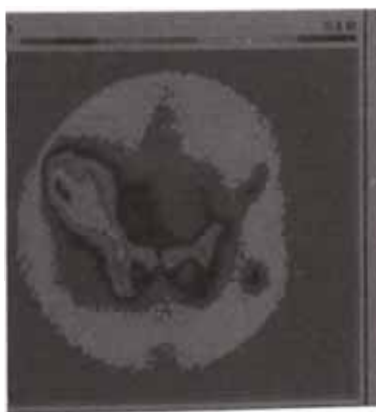


Fig.5.1.4 Imagen original sin comprimir



Fig.5.1.5 Imagen comprimida

5.1.2 Ajuste de intensidad y ecualización de niveles de grises de la imagen en el histograma (IMADJUST-IMHIST-HISTEQ-BRIGHTEN)

Una de las herramientas más útiles del procesamiento de imagen digital es el histograma de niveles de grises. Esta función resume el contenido de grises de una imagen que contiene información, las imágenes son especificados por sus histogramas. El contraste local en la vecindad de píxeles de entrada determina el nivel de gris de cada píxel de salida que nos permite explorar los efectos de ajuste en los valores de intensidad y aplicar la corrección gamma en las imágenes. También permite desarrollar una ecualización en el histograma, el cual modifica la imagen de tal forma que su histograma es aproximadamente plano. Las aplicaciones que se pueden dar para mejorar el procesamiento de imágenes son:

Calibración fotométrica: Es a menudo deseable tener niveles de grises de una imagen digitalizada reflejando algunas propiedades físicas, tales como la intensidad de luz o densidad óptica, una operación directa es que puede transformar la escala de grises a niveles que representen incremento en la intensidad de luz.

Potencia de contraste: En algunas imágenes digitales, los detalles de interés ocupan sólo un rango angosto relativo de la escala de grises. Se puede expandir los detalles de contraste de interés para mostrar una porción grande de niveles de grises.

Calibración de Display: Algunos componentes muestran algunos rangos de niveles de grises sobre los cuales hacen que detalles de las imágenes sean mas visibles, detalles de oscuridad y de luz. El manejo de niveles de grises permite mostrar áreas de interés con el rango de máxima visibilidad sobre el display. [10]

Algoritmo de ecualización del histograma

El histograma de salida es la razón de dos funciones del mismo argumento de acuerdo a la ecuación 5.2

$$H_B(D) = H_A \left[\frac{f^{-1}(D)}{f^{-1}(f^{-1}(D))} \right] \dots\dots(5.2)$$

De la ecuación 5.2 se tiene la relación:

$$f^{-1}(D) = \frac{D_m}{D_o} H(D) \dots\dots\dots (5.3)$$

Donde: D_m es el máximo nivel de gris
 A_o es el área de la imagen.

Integrando ambos lados de la ecuación (5.3), se obtiene:

$$f(D) = \frac{D_m}{A_o} \int_0^D H(u) du \dots\dots\dots(5.4)$$

De la función de densidad de probabilidad (FDP), donde su histograma normalizado por unidad de área es:

$$p(D) = \frac{1}{A_o} H(D) \dots\dots\dots (5.5)$$

Donde: $H(D)$ es el histograma
 A_o es el área de la imagen

De la función de distribución acumulada (FDA) de una imagen se tiene:

$$P(D) = \int_0^D p(u) du = \frac{1}{A_o} \int_0^D H(u) du \dots\dots (5.6)$$

Reemplazando en la ecuación 5.4 se obtiene:

$$f(D) = D_m P(D) \dots\dots\dots(5.7)$$

Y el histograma ecualizado de la función de transformación de escala de grises (FSG) es:

$$B(x, y) = f[A(x, y)] = D_m P_1[A(x, y)] \dots\dots\dots(5.8)$$

Aplicación: Las operaciones de clasificación del nivel de gris puede ser usado para separar objetos con diferentes niveles de gris en clases individuales. [10]

Ajuste de los valores de intensidad (imadjust)

Ajusta los valores de la intensidad de la imagen o el mapeo de colores.

Aplicación 1: En este caso tenemos el objetivo de ajustar la intensidad de una imagen de tiroides, y hallar su histograma.

Sintaxis:

```
J = imadjust(I,[low high],[bottom top],gamma)
I = imread('tiroides.pcx');
J = imadjust(I,[0.3 0.7],[0.3 0.7],[]);
imshow(I);
figure, imshow(J);
```

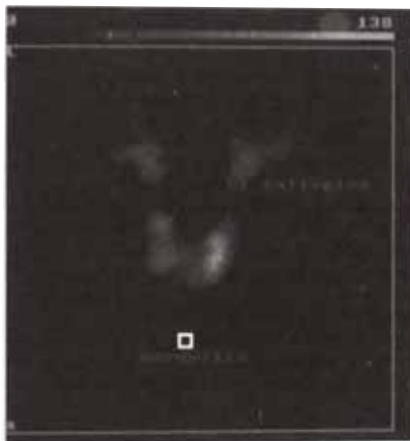


Fig. 5.2.1 Imagen sin ajuste de intensidad



Fig. 5.2.2 Imagen con ajuste de intensidad

Muestreo de los datos de una imagen en un histograma (imhist).

Sintaxis

Imhist(I,n) muestra un histograma con n espacios para la intensidad de la tiroides.

Ejemplo:

```
I = imread ('tiroides.pcx');
Imhist(I)
```

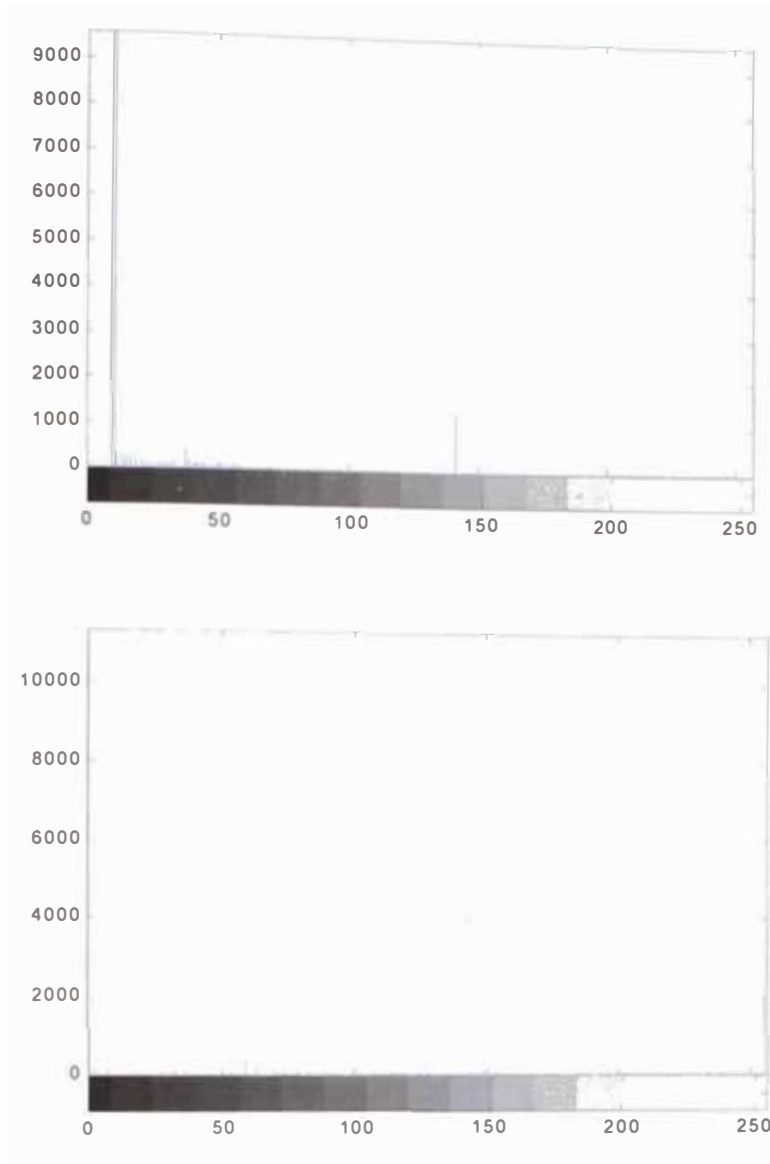


Fig. 5.2.3
Histograma
de la fig.5.2.1

Fig. 5.2.4
Histograma
de la fig.5.2.2

Realza el contraste usando un histograma de ecualización (histeq)

Aplicación 2: el objetivo es mejorar el contraste de las imágenes por la transformación de los valores de intensidad de una imagen, o los valores de un mapa de colores de una imagen indexada. Para ello usamos lo siguiente:

sintaxis

```
I - imread('tiroides,pcx');
```

```
J - histeq(I);
```

```
Imshow(I);
```

```
Figure, imshow(J);
```



Fig. 5.2.3 Imagen sin mejoras de contraste



Fig. 5.2.4 Imagen con mejoras de contraste

Muestra los resultados en el histograma

`Imhist(I, 64)`

`Figure; imhist(J, 64)`

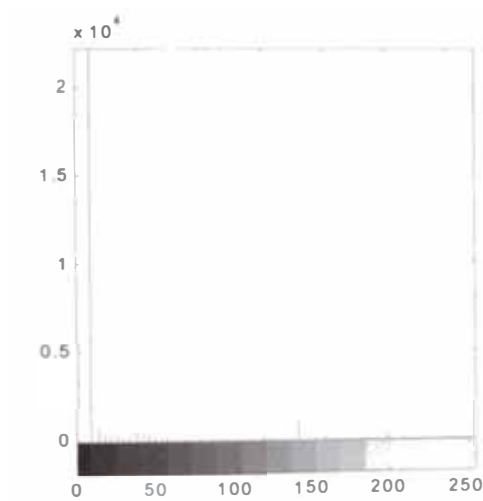


Fig.5.2.5 histograma de una imagen sin mejoras de contraste

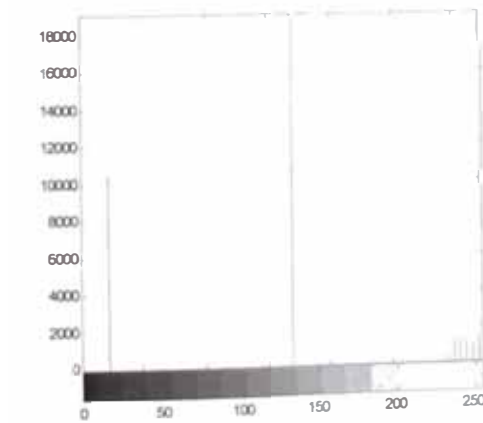


Fig.5.2.6 histograma de una imagen con mejoras de contraste

5.1.3 Procesamiento con técnicas binarias (BWLABEL – BWMORPH)

Esta técnica nos permite ilustrar el uso de doble umbral en procesamiento de imágenes binarias, detalles basados en lógica y morfología binaria, con componentes conectados en su entorno.

Hay dos maneras de procesar imágenes morfológicas; en binario y en escala de grises. El proceso morfológico binario opera sobre la forma de la imagen expresada en técnica binaria, (tales como el uso del proceso establecido). El proceso en escala de gris es una continuación de la técnica binaria e incluye operaciones que procesan directamente a la imagen. El mecanismo del proceso morfológico binario es un proceso de convolución. Por ejemplo en el caso de una estructura de elementos 3x3 dan 9 valores lógicos que son definidos y etiquetados como se muestran abajo:

Para el píxel $X_{i,j} \in \Omega \subset \mathbb{R}^2$ (dominio de la imagen) [11]

Donde: $i,j=1,2,3,\dots,N+1$

$$out(x, y) = \begin{cases} 1, blanco \\ 0, negro \end{cases}$$

$$\begin{array}{ccc} X_{i-1,j+1} & X_{i,j+1} & X_{i+1,j+1} \\ X_{i-1,j} & X_{i,j} & X_{i+1,j} \\ X_{i-1,j-1} & X_{i,j-1} & X_{i+1,j-1} \end{array}$$

Todos los píxel en la imagen de entrada es evaluado con sus ocho vecinos para producir un valor de píxel de salida.

Una ecuación simplificada del proceso de la morfología binaria se define como la ubicación de un evento I sobre el píxel X_{ij}

Por ejemplo:

Para $i,j = 11$

$$\begin{aligned}
X_{11} &= I(1,1) \text{ and } \{X_{21} = I(1+1,1), \\
X_{22} &= I(1+1,1+1), X_{12} = I(1,1+1), \\
X_{02} &= I(1-1,1), X_{01} = I(1-1,1), \\
X_{00} &= I(1-1,1-1), X_{10} = I(1,1-1), \\
X_{20} &= I(1+1,1-1) \}
\end{aligned}$$

.....

análogamente se define la estructura del evento I para el píxel (i,j) de Ω , obteniéndose así una matriz de conectividad entre píxel y eventos de orden $m \times n$.

Por otro lado, $O(x,y)$ = Estado opuesto, donde cada píxel de entrada y salida es de valor lógico 0 (off) ó 1 (on), esto implica que cada píxel de entrada en procesado a través de la ecuación para crear el correspondiente valor del píxel de salida.

Etiqueta a componentes de una imagen binaria (bwlabel)

Sintaxis:

$$L = \text{bwlabel}(BW,n)$$

$$[r,c] = \text{find}(\text{bwlabel}(BW) == 2)$$

Ejemplo:

Este ejemplo ilustrativos usa 4 objetos conectados. Note 2 y 3 objetos; con 8 nombramientos conectados, bwlabel podría considerar estos objetos simples algo mas que dos objetos separados.

$$\text{BW} = \begin{bmatrix}
1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
1 & 1 & 1 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 \\
1 & 1 & 1 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 \\
1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\
1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\
1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\
1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 \\
1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0]
\end{bmatrix}$$

$$L = \text{bwlabel}(BW,4)$$

L =

```

1   1   1   0   0   0   0   0
1   1   1   0   2   2   0   0
1   1   1   0   2   2   0   0
1   1   1   0   0   0   3   0
1   1   1   0   0   0   3   0
1   1   1   0   0   0   3   0
1   1   1   0   0   3   3   0
1   1   1   0   0   0   3   0

```

```
[r,c] = find(L == 2);
```

```
rc = [r c]
```

```
rc =
```

```

2   5
3   5
2   6
3   6

```

Desarrolla operaciones de morfología sobre imágenes binarias (bwmorph)

Sintaxis:

```
BW2 = bwmorph(BW1,operación)
```

```
BW2 = bwmorph(BW1,operación,n)
```

Operaciones: en la tabla se listan las siguientes operaciones:

'remove'	'erode'	'skel'
'close'	'open'	'dilate'

'remove' quita píxeles interiores. Esta opción pone un píxel a cero si todos los vecinos de los 4 conectados son 1, así deja solo los píxeles del entorno.

'skel', con n = Inf, quita píxeles de los contornos de objetos pero no permite partir objetos. Queda la imagen del esqueleto.

Aplicación 1: Se quiere obtener la forma de la imagen de cráneo usando los operadores remove (para conseguir solo el borde externo), y skel (para conseguir la parte central).

```
BW1 = imread (craneo.pcx);
```

```
imshow(BW1);
```



Fig. 5.3.1 Imagen adquirida (original)

```
BW2 = bwmorph(BW1,'remove');  
BW3 = bwmorph(BW1,'skel',Inf);  
imshow(BW2);  
figure, imshow(BW3);
```

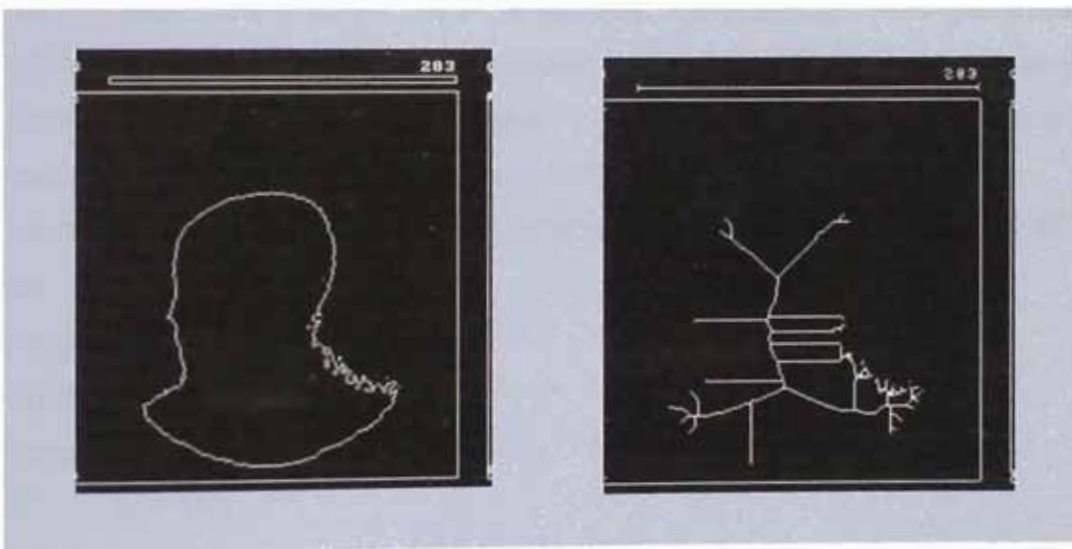


Fig. 5.3.2 Imagen procesada con la operación remove

Fig. 5.3.3 Imagen procesada con la operación skel

5.1.4 Operaciones Geométricas (IMRESIZE-BLKPROC)

Este proceso mejora y restaura la imagen.

Descripción.- La transformación de escala lineal expande o reduce el tamaño espacial de los píxeles de la imagen. Los píxeles son escalados por el factor S_x en la dirección x y S_y en la dirección y .

Aplicación.- Las transformaciones de escala son usados para registrar geoméricamente múltiples imágenes del mismo o de diferentes escenas. Ajustes geoméricos de tamaño, pueden ser llevados para una combinación de operaciones tales como adición, substracción, división, o composición de imagen. La transformación de escala es también usado para corregir distorsiones geométricas creado en el proceso de adquisición.

Implementación:

1. Define valores de escala en x e y .
2. Transformaciones geométricas de escala.

La transformación de escala puede ser desarrollado usando un mapeo de fuente a destino o de destino a fuente. Cuando los valores de escala son más grandes que 1, se usan técnicas de interpolación, para estimar la intensidad en los píxeles intermedios, una apropiada interpolación es generalmente acompañado por el método de nearest (vecindad), o el bilineal. Cuando los valores de escala son menores que 1, los filtros pasabajo son usados para muestreo con las técnicas de evitar traslape y artefactos. [11]

La transformación de escala y el correspondiente mapeo de fuente a destino es:

Algoritmo:

$$I(x,y) \rightarrow O(x',y')$$

$$\text{Donde } x' = xS_x$$

$$y' = yS_y$$

Redimensiona la imagen (imresize): Dimensiona la imagen de algún tipo usando el método especificado de interpolación. El método es una cadena que puede tener uno de estos valores:

- 'nearest'(default) usa interpolación en su vecindad cercana.
- 'bilinear'usa interpolación bilineal.

Si se omite el argumento, `imresize` usa el método default de 'nearest'.

Sea A la imagen a procesar

Syntaxis:

```
B = imresize(A,m,method)
```

```
B = imresize (A,[mrows ncols],method)
```

Cuando el tamaño de salida especificado es mas pequeño que el tamaño de la imagen de entrada, y el método es 'bilinear' o 'bicubic', `imresize` aplica un filtro pasabajo antes de la interpolación para reducir el traslape.

Implementa distintos bloques de procesamiento sobre una imagen (`blkproc`)

Sintaxis:

```
B = blkproc(A,[m n],fun) procesa la imagen A
```

```
y = fun(x)
```

`blkproc` no requiere que Y sea del mismo tamaño como X. Sin embargo, B es del mismo tamaño como A solo si Y es del mismo tamaño que X.

Aplicación: El objetivo es mejorar la luz de la imagen de cráneo utilizando la siguiente sintaxis:

`blkproc` pone los pixeles en cada bloque de 8x8 a la desviación estandar de los elementos en aquel bloque.

```
I = imread('crane2.tif');  
I2 = blkproc(I,[8 8], 'std2(x)*ones(size(x))');  
imshow(I)  
figure, imshow(I2,[]);
```



Fig. 5.4.1 Craneo sin corregir intensidad de luz.

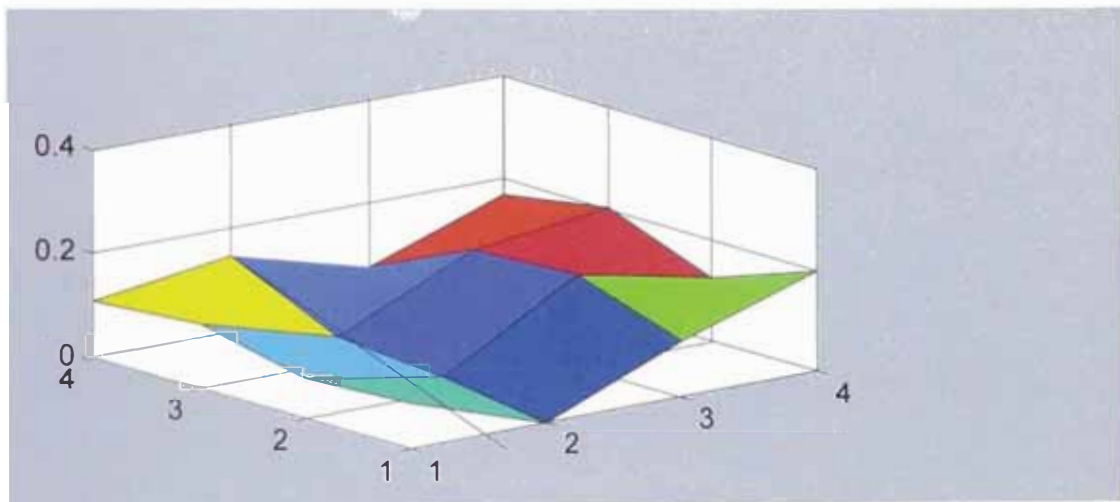


Fig. 5.4.2 El comando BLKPROC es usado para encontrar un estimado ordinario de iluminación de fondo, para determinar el mínimo de cada bloque de 32x32 en la imagen. Un ploteo de superficie del estimado.

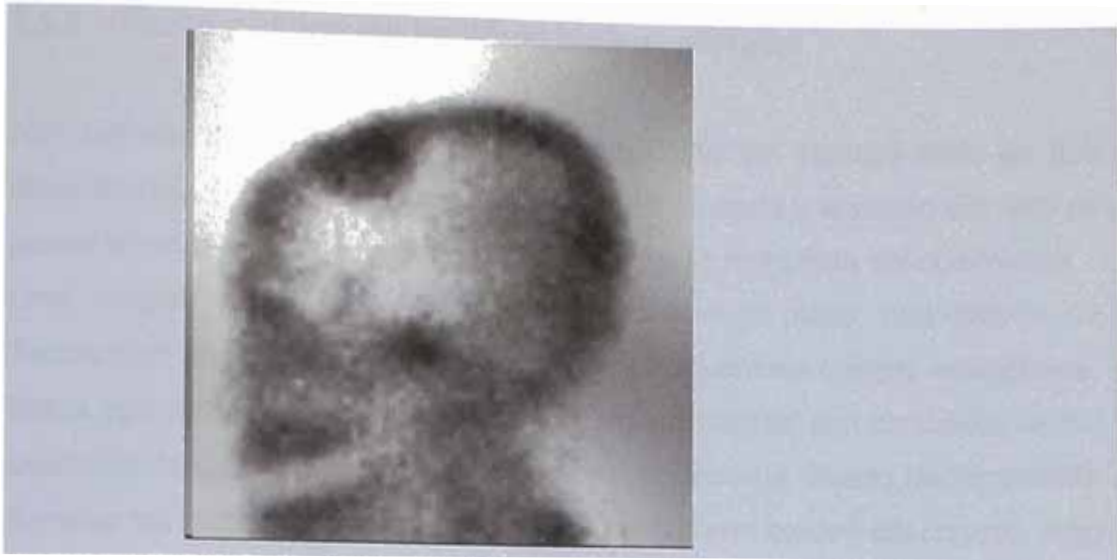


Fig. 5.4.3 La función imadjust es usado para iluminar la imagen.

5.1.5 Diseño y utilización de filtros bidimensionales

Nos permite observar el filtrado de la respuesta del impulso finito en dos dimensiones, (FIR), cambiando la frecuencia de corte y el orden del filtro se puede diseñar el filtro. El diseño del filtro es por la respuesta del coeficiente. Una imagen puede ser filtrada para acentuar o quitar una banda de frecuencias espaciales, tales como las altas frecuencias o bajas frecuencias. Estas operaciones de procesamiento de imagen digital son conocidas como operaciones de filtrado espacial. Otras operaciones de filtrado hacen posible iluminar las partes oscuras de la imagen, tales como bordes del objetos, esto es conocido como mejoramiento de bordes. Los filtrados espaciales son implementados a través de un proceso llamado convolución espacial. La convolucion es el método usado para calcular cual es el píxel de menor brillo en torno de los que están siendo procesados, esto es un método matemático usado en procesamiento de señales y análisis, estas operaciones son complejas, la convolución espacial también es conocido como el filtro de respuesta al impulso finito (FIR).

Diseño de Filtro

La función ventana es usado solo si FWIND1 O FWIND2 es elegido como un método de diseño.

Sintaxis:

```
[H, f1, f2] = freqz2(h, n1, n2)
[H, f1, f2] = freqz2(h, [n2 n1]) resulta lo mismo por [H, f1, f2] = freqz2(h, f1, f2)
[ H, f1, f2] = freqz2(h) usa [n2 n1] = [64 64]
[ H, f1, f2] = freqz2(h, f1, f2)
```

Clase de Soporte

La matriz de entrada h puede ser de clase doble o entera.

Ejemplo:

Usando el método de ventana para crear un filtro de 16 x 16, luego la respuesta de frecuencia de sus vistas responden usando freqz2.

```
Hd = zeros(16, 16);
Hd(5:12, 5:12) = 1;
```

```
Hd(7:10,7:10) = 0;
h = fwind1(Hd,bartlett(16)) .
colormap(jet(64))
freqz2(h,[32 32]); axis ([-1 1 -1 1 0 1])
```

El algoritmo de fwind se verá más adelante en la ventana de filtro.

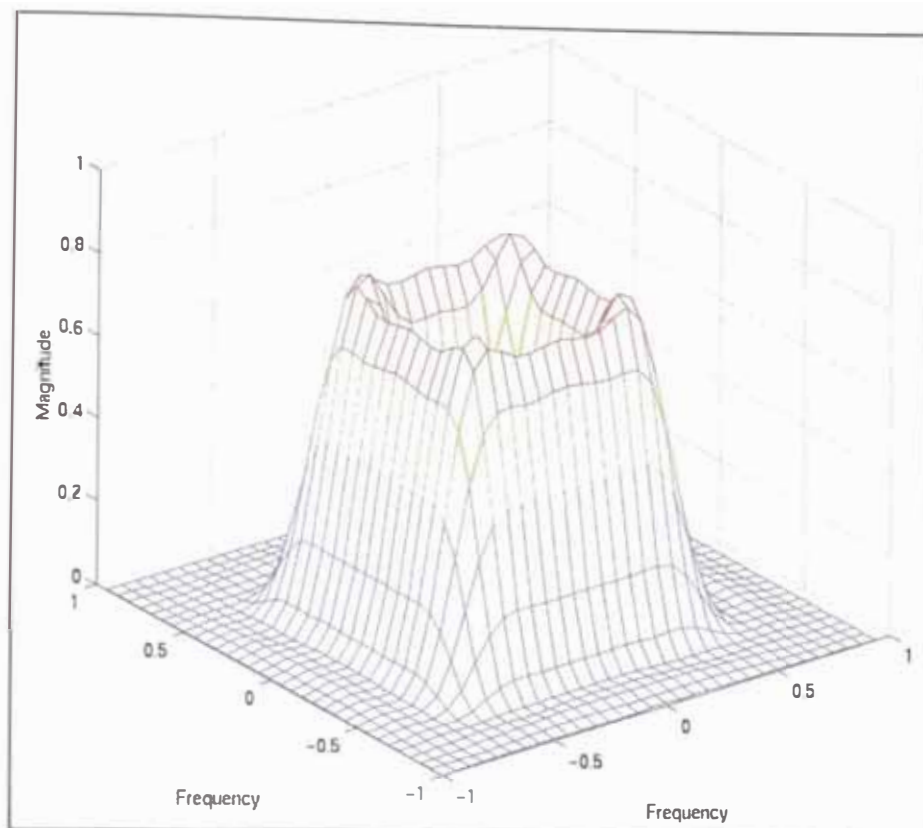


Fig. 5.1.5.1. Respuesta de frecuencia en dos dimensiones utilizando freqz2

Diseño de un filtro FIR de dos dimensiones, usando la frecuencia de muestreo (fsamp2), muestreando los puntos en un plano cartesiano.

Sintaxis:

```
h = fsamp2(Hd)
```

```
h = fsamp2(f1,f2,Hd,[m n])
```

Clase de Soporte

La matriz de entrada Hd puede ser de clase doble o de alguna clase entera.

Ejemplo:

Use fsamp2 para diseñar un filtro pasa banda de dos dimensiones aproximadamente simétrico con un pasabanda entre 0.1 y 0.5 (frecuencia

normalizada, donde 1.0 corresponde a la mitad de la frecuencia o π radianes).

1. Crear una matriz Hd que contenga la respuesta de filtro pasabanda. Use freqspace para crear el rango de frecuencia en los vectores f1 y f2.

```
[f1,f2] = freqspace(21,'meshgrid');
Hd = ones(21);
r = sqrt(f1.^2 + f2.^2);
Hd((r<0.1)|(r>0.5)) = 0;
colormap(jet(64))
mesh(f1,f2,Hd)
```

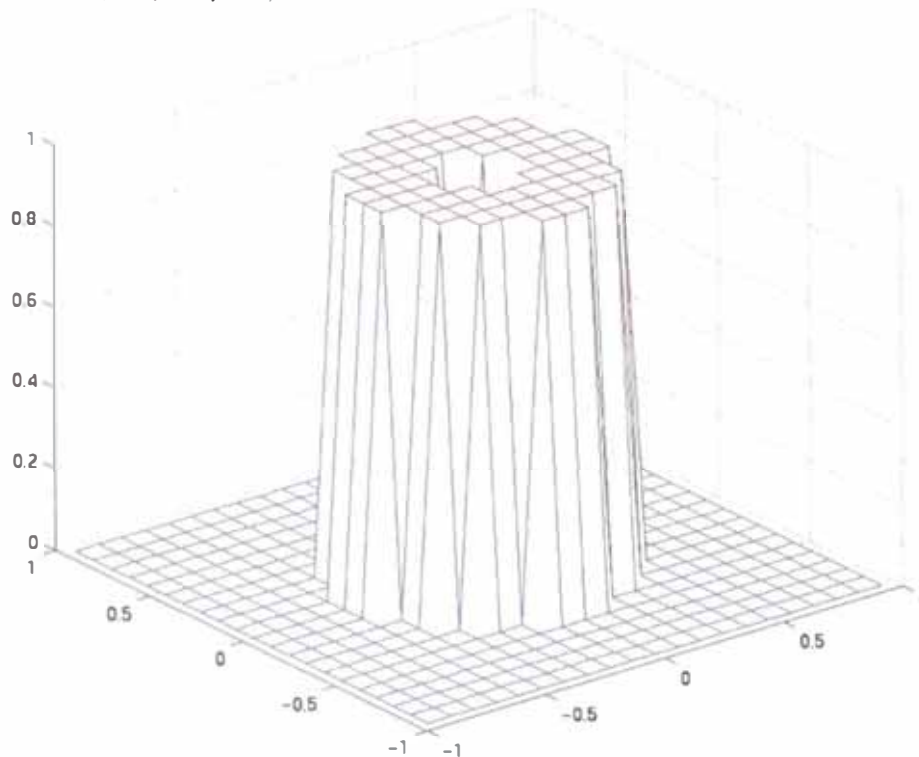


Fig. 5.1.5.2 Respuesta del filtro pasabanda, usando el método fsamp2

2. Diseño del filtro que pasa a través de esta respuesta de frecuencia.

`h = fsamp2(Hd)`

`freqz2(h)`

Algoritmo:

$$H_d(f_1, f_2) = H_d(\omega_1, \omega_2) \quad \left| \quad \begin{array}{l} \omega_1 = \pi f_1, \quad \omega_2 = \pi f_2 \end{array} \right.$$

Diseño de filtro FIR de dos dimensiones usando la transformación de frecuencia (ftrans2)

Sintaxis:

$h = \text{ftrans2}(b,t)$ produce el filtro h FIR de dos dimensiones que corresponde a una dimensión el filtro b usando la transformación de la matriz t . (ftrans2 retorna h como una molécula computacional el cual es de forma apropiada por usar filter2 .) b debe ser de una dimensión.

La matriz t contiene coeficientes, que definen el uso de la transformación de frecuencia. Si t es $m \times n$ y b tiene longitud Q , luego el tamaño de h es:

$$((m-1) * (Q-1) / 2 + 1) \text{-por-} ((n-1) * (Q-1) / 2 + 1).$$

$h = \text{ftrans2}(b)$ usa el transformada de la matriz t .

$$t = [1 \ 2 \ 1; \ 2 \ -4 \ 2; \ 1 \ 2 \ 1] / 8;$$

Algoritmo:

Se define la respuesta de frecuencia del filtro en dos dimensiones retornado por ftrans2 , como:

$$H_d(\omega_1, \omega_2) = B(\omega) \Bigg|_{\cos \omega = T(\omega_1, \omega_2)}$$

Donde $B(\omega) =$ es la transformada de fourier en una dimensión del filtro b ,

$$B(\omega) = \sum_{n=-N}^N b(n) e^{-j\omega n}$$

y $T(\omega_1, \omega_2)$ es la transformada de Fourier de la transformación de la matriz t .

$$T(\omega_1, \omega_2) = \sum_{n_2} \sum_{n_1} t(n_1, n_2) e^{-j\omega_1 n_1} e^{-j\omega_2 n_2}$$

El filtro h retorna la transformada inversa de Fourier de $H(\omega_1, \omega_2)$.

$$h(n_1, n_2) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} H(\omega_1, \omega_2) e^{j\omega_1 n_1} e^{j\omega_2 n_2} d\omega_1 d\omega_2$$

Ejemplo:

Se usa `ftrans2` para diseñar un filtro pasabanda aproximadamente simétrico con pasabanda entre 0.1 y 0.6 (frecuencia normalizada, donde 1.0 corresponde a la mitad de la frecuencia de muestreo, o π radianes).

`ftrans2` transforma un filtro FIR de una dimensión para crear un filtro de dos dimensiones; primero diseña un filtro pasabanda FIR de una dimensión usando el procesamiento de señal con la función `remez`.

```
colormap(jet(64))
b = remez(10, [0 0.05 0.15 0.55 0.65 1], [0 0 1 1 0
0]);
[H, w] = freqz(b, 1, 128, 'whole');
plot(w/pi-1, fftshift(abs(H)))
```

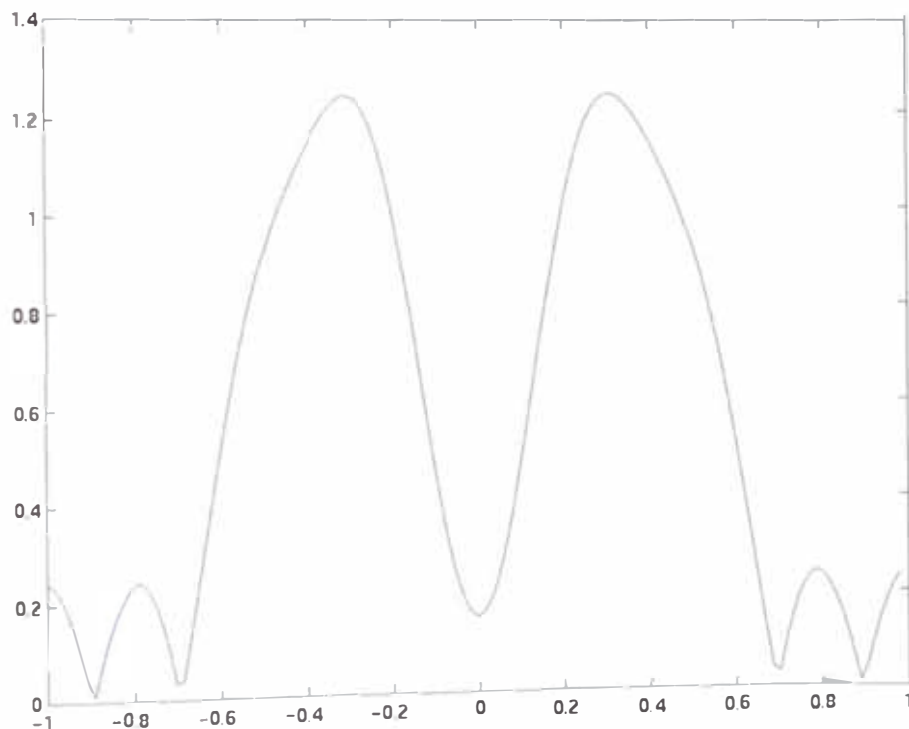


Fig. 5.1.5.5 Diseño de un filtro de una dimensión, usando la función `remez`.

fsamp computa el filtro h por la transformada discreta inversa de Fourier si la respuesta de frecuencia es real y simétrica la fase es cero.

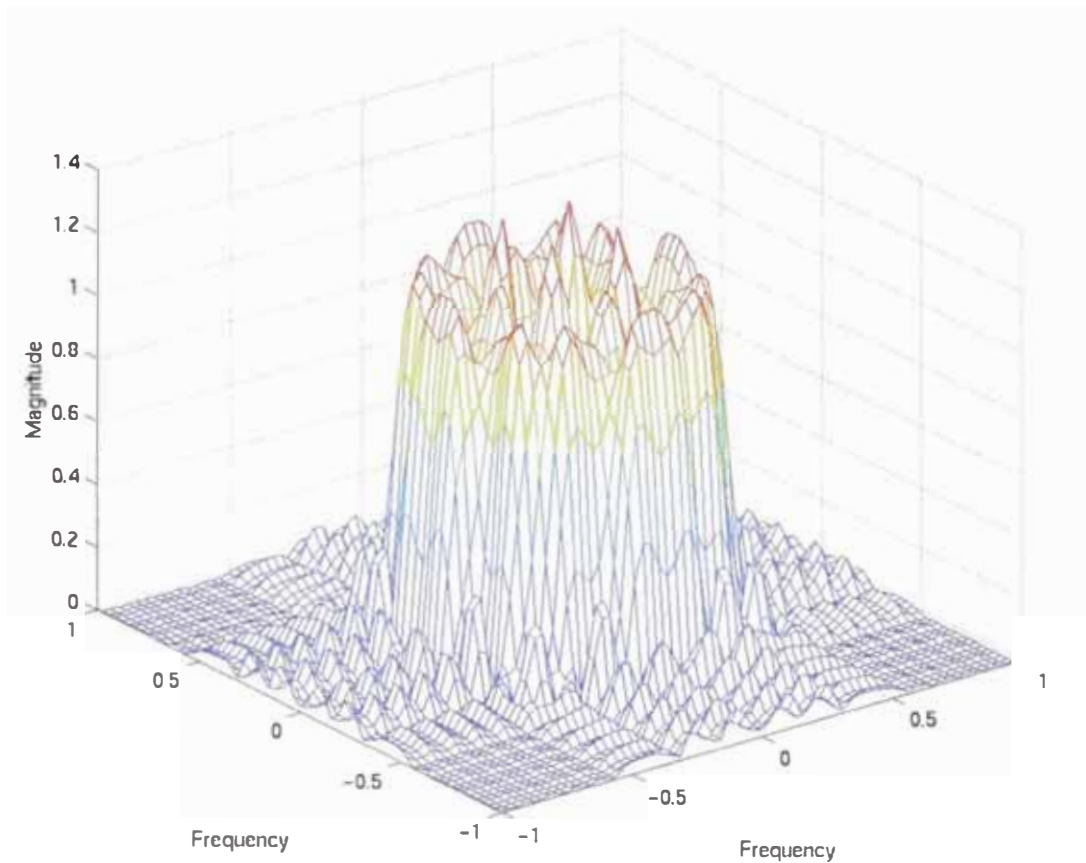


Fig. 5.1.5.3 Filtro que pasa a través de la respuesta de frecuencia de el paso 1 (1d).

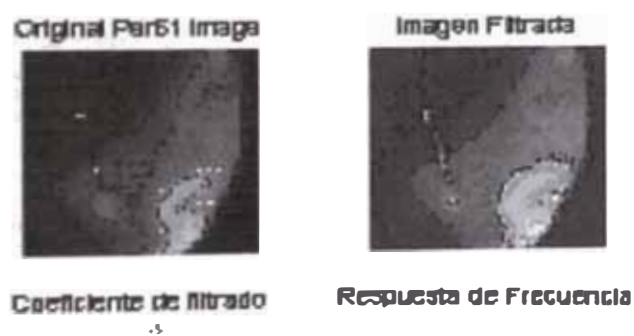


Fig. 5.1.5.4 Filtro pasabajo usando el método de diseño fsamp2 (frecuencia de muestreo en 2 dimensiones, con frec. corte 0.5 y orden 15).

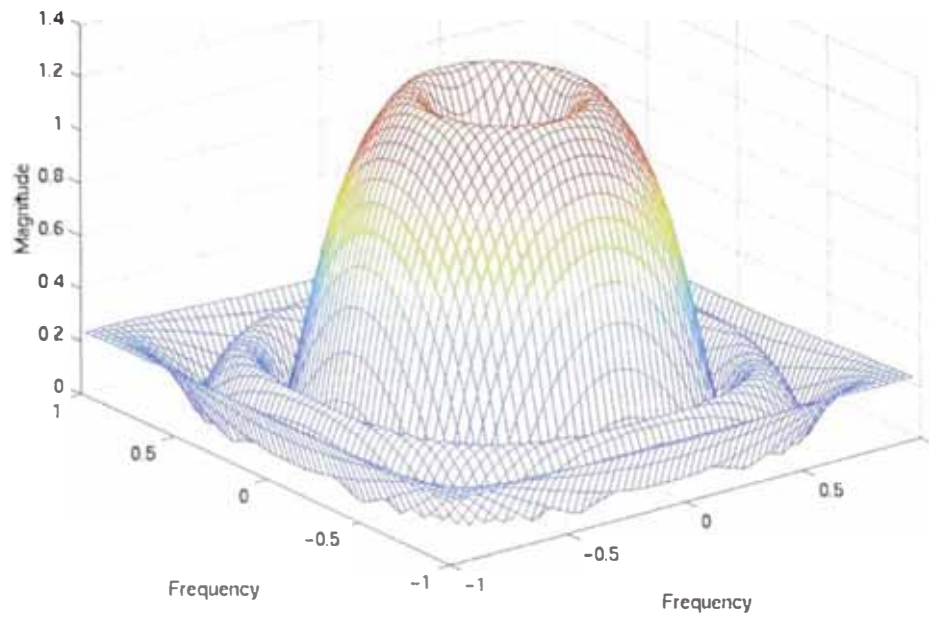


Fig. 5.1.5.6 Diseño de filtro, utilizando el método de ftrans2 (transformada en dos dimensiones)

Original Image



Imagen Filtrada

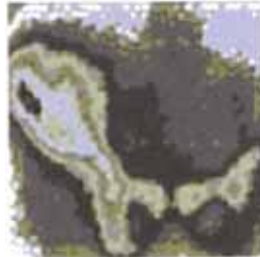


Fig. 5.1.5.7 Filtro pasabajo usando el método de diseño ftrans2 (transformación de frecuencia en 2 dimensiones, con frec. corte 0.5 y orden 15).

Diseño de filtro FIR de dos dimensiones usando el método de una ventana (`fwind1`)

`fwind1` diseña filtros FIR de dos dimensiones usando el método de ventana. `fwind1` usa una ventana de una dimensión para diseñar un filtro FIR de dos dimensiones basado en la respuesta de frecuencia deseada H_d . `fwind1` trabaja solo con ventanas de una dimensión.

H_d es una matriz que contiene la respuesta de frecuencia deseada mostrando el espaciado de puntos iguales entre -1.0 y 1.0 (frecuencia normalizada, donde 1.0 corresponde a la mitad de la frecuencia de muestreo, o π radianes) a lo largo de los ejes de frecuencia X e Y . Para resultados exactos, use los puntos de frecuencia retornados por `freqspace` para crear H_d .

Sintaxis

`h = fwind1(Hd,win1,win2)` usa las dos ventanas de una dimensión `win1` y `win2` para crear una ventanas separada de dos dimensiones. Si longitud (`win1`) es n y longitud (`win2`) es m , entonces h es $m \times n$.

`h = fwind1(f1,f2,Hd,...)` le permite especificar la respuesta de frecuencia deseada H_d a las frecuencia (`f1` y `f2`) a lo largo de los ejes x e y . Los vectores de frecuencia `f1` y `f2` deberían estar en el rango de -1.0 y 1.0 , donde 1.0 corresponde a la mitad de la frecuencia de muestreo, o π radianes. La longitud de la ventana(s) controla el tamaño del filtro resultante.

Clase de soporte

La matriz de entrada H_d puede ser de clase doble o de clase entera. Todas las otras entradas `fwind1` deben ser de clase doble. Asimismo las salidas deben ser de clase doble.

Ejemplo:

Usar `fwind1` para diseñar un filtro pasabanda de dos dimensiones aproximadamente circular simétrico, con pasabanda entre 0.1 y 0.5 (frecuencia normalizada, donde 1.0 corresponde a la mitad de la frecuencia de muestreo, ó π radianes).

1. Crear una matriz H_d que contenga la respuesta pasabanda deseada. Usar `freqspace` para crear el rango de frecuencia vectores f_1 y f_2 .

```
[f1,f2] = freqspace(21,'meshgrid');  
Hd = ones(21);  
r = sqrt(f1.^2 + f2.^2);  
Hd((r<0.1)|(r>0.5)) = 0;  
colormap(jet(64))  
mesh(f1,f2,Hd)
```

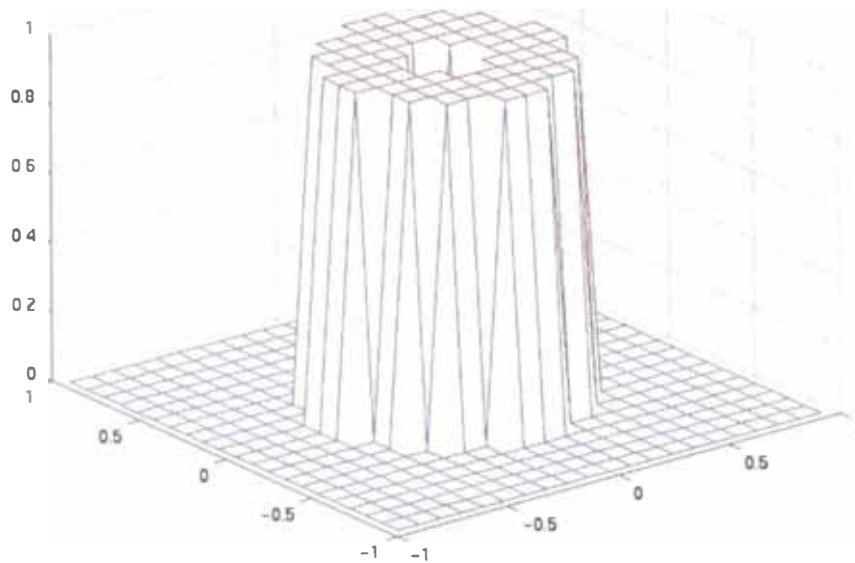


Fig. 5.1.5.8 Respuesta de un filtro pasabanda (H_d)

2. Diseño de filtro usando una ventana Hamming de una dimensión.

```
H = fwind1(Hd,hamming(21));
```

```
Freqz2(h);
```

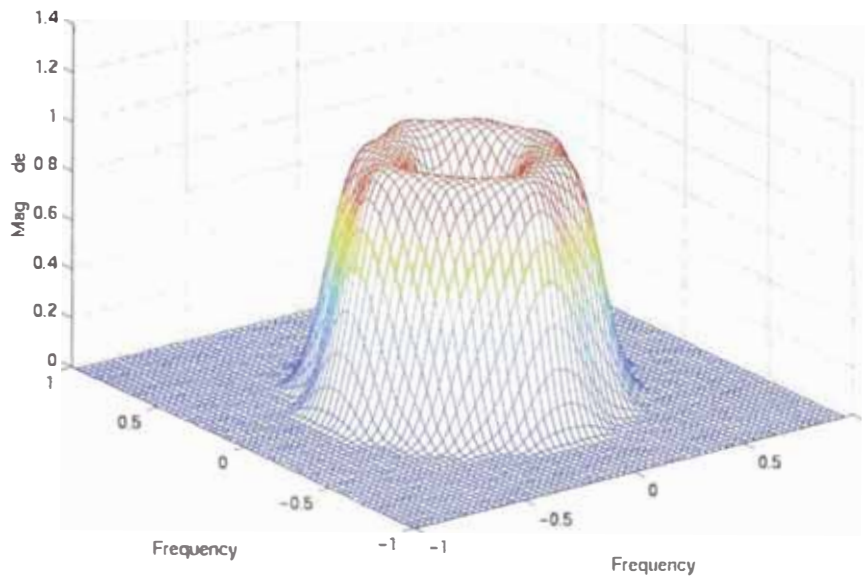


Fig. 5.1.5.9 Respuesta de un filtro Hamming usando una ventana fwind1

Algoritmo

Fwind1 toma una ventana de una dimensión y una ventana de dos dimensiones circularmente simétrica, usando el método Huang.

$$\varpi(n_1, n_2) = \varpi(t) \Big|_{t = n_1^2 + n_2^2}$$

Donde $w(t)$ es una ventana de una dimensión y $w(n_1, n_2)$ es el resultado de una ventana de dos dimensiones.

Dado dos ventanas, fwind1 forma una ventana separada de dos dimensiones.

$$\varpi(n_1, n_2) = \varpi_1(n_1)\varpi_2(n_2)$$

fwind1 llama fwind2 con H_d y la ventana de dos dimensiones fwind2 computa h usando la transformada inversa de Fourier y multiplicando por la ventana de dos dimensiones.

$$h_d(n_1, n_2) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} H_d(\varpi_1, \varpi_2) e^{j\varpi_1 n_1} e^{j\varpi_2 n_2} d\varpi_1 d\varpi_2$$

$$h(n_1, n_2) = h_d(n_1, n_2)\varpi(n_1, n_2)$$

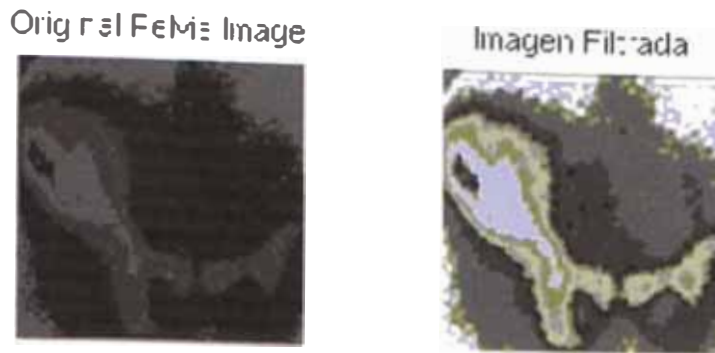


Fig. 5.1.5.10 Filtro pasabajo usando el método de diseño `fwind1` con ventana Hamming, con frec. corte 0.5 y orden 15.

Diseño de un filtro FIR de dos dimensiones usando el método ventana de dos dimensiones (`fwind2`).

Use `fwind2` para diseñar un filtro FIR de dos dimensiones usando el método de ventana. `fwind2` usa una ventana de dos dimensiones.

Sintaxis:

`h = fwind2(Hd,win)` produce un filtro FIR `h` de dos dimensiones usando la transformada inversa de Fourier de la respuesta de frecuencia `Hd` y multiplicando por la ventana `win`. `Hd` es una matriz que contiene la respuesta de frecuencia en los puntos espaciados igualmente en el plano cartesiano.

Clase de soporte

La matriz de entrada `Hd` puede ser de clase doble o de alguna clase entera. Todas las otras entradas para `fwind2` deben ser de clase doble. Todas las otras salidas deben ser de clase doble.

Ejemplo:

Use `fwind2` para diseñar un filtro pasabanda de dos dimensiones con aproximaciones circularmente simétrico. Con pasabanda entre 0.1 y 0.5 (frecuencia normalizada, donde 1.0 corresponde a la mitad de la frecuencia de muestreo, o π radianes).

1. Crear una matriz H_d que contenga la respuesta de filtro pasabanda deseada. Use `freqspace` para crear los rangos de frecuencia con los vectores f_1 y f_2 .

```
[f1,f2] = freqspace(21,'meshgrid');
Hd = ones(21);
r = sqrt(f1.^2 + f2.^2);
Hd((r<0.1)|(r>0.5)) = 0;
colormap(jet(64))
mesh(f1,f2,Hd)
```

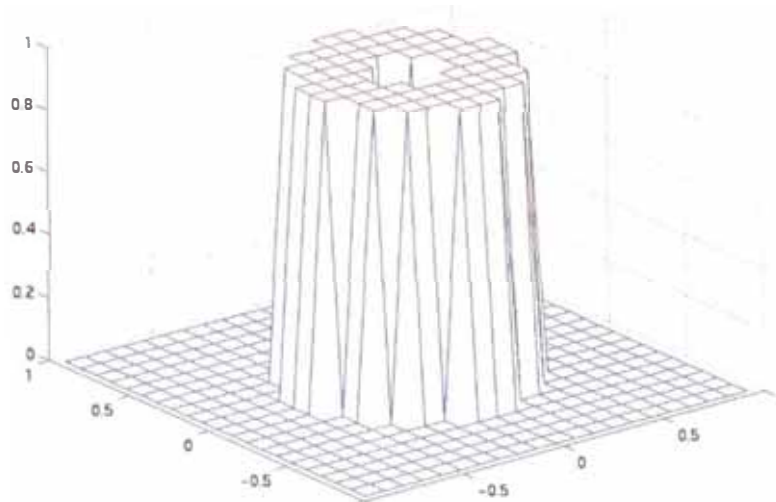


Fig. 5.1.5.11 Respuesta de un filtro pasabanda

2. Crea una ventana Gaussian de dos dimensiones usando `fspecial`

```
win = fspecial('gaussian',21,2);
win = win ./ max(win(:)); % Make the maximum window
value be 1.
mesh(win)
```

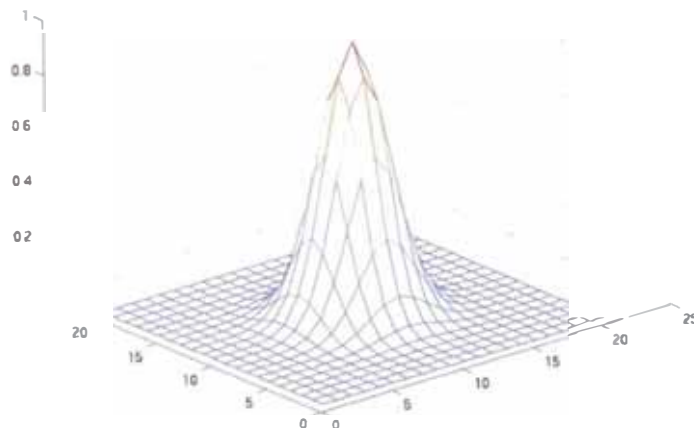


Fig. 5.1.5.12 Ventana Gaussiana de dos dimensiones

3. Diseña el filtro usando la ventana del paso 2.

```
h = fwind2(Hd,win);
freqz2(h)
```

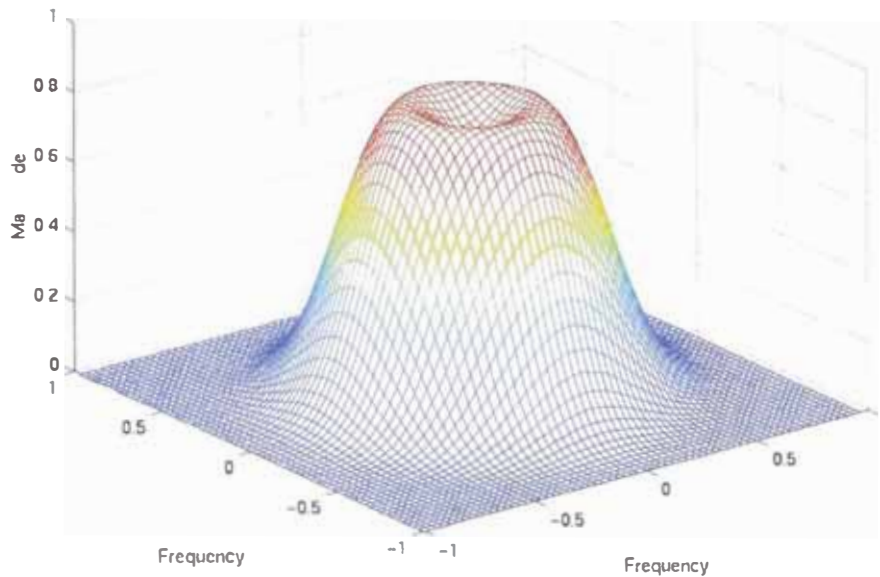


Fig. 5.1.5.13 Filtro usando el método de dos ventanas (fwind2)

Algoritmo

$$h_d(n_1, n_2) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} H_d(\omega_1, \omega_2) e^{j\omega_1 n_1} e^{j\omega_2 n_2} d\omega_1 d\omega_2$$

$$h(n_1, n_2) = h_d(n_1, n_2) \varpi(n_1, n_2)$$

fwind2 computa h usando la transformada inversa de Fourier multiplicando por la ventana win de dos dimensiones.

5.1.6 Proceso de segmentación de imagen (QTDECOMP, QTSETBLK)

Podemos definir el proceso de segmentación de imagen como una partición de imagen digital, separar regiones (no solapado). Una región es un conjunto de píxeles los cuales son adyacentes entre sí.

Descomposición de imagen en bloques cuadrados de igual tamaño (qtdecomp)
Desarrolla descomposición en cuadrantes. Qtdecomp Divide una imagen en cuadrados, primero en cuatro bloques cuadrados de igual tamaño, y luego compara cada bloque para ver si estos encuentran algún criterio de homogeneidad. Si un bloque encuentra el criterio no es dividido por algún factor. Si no encuentra, este es subdividido nuevamente dentro de cuatro bloques, y las pruebas de criterio es aplicado nuevamente. Este proceso es repetido iterativamente hasta que encuentre bloques con el criterio. El resultado puede tener bloques de diferentes tamaños. [10]

Sintaxis:

= qtdecomp(I)

S = qtdecomp (I,threshold)

= qtdecomp (I,threshold, mindim)

= qtdecomp (I,threshold,[mindim maxdim])

Clase de Soporte:

Para la sintaxis que no incluye una función, la imagen de entrada puede ser de clase uint8, uint16 o doble.

Comentarios:

Qtdecomp es principalmente apropiada para imágenes cuadradas cuyas dimensiones son una potencia de 2, tales como 128x128 ó 512x512. Estas imágenes pueden ser divididos en bloques tan pequeños como 1x1. Si usa qtdecomp con una imagen cuyas dimensiones no son una potencia de 2, en el mismo punto los bloques no pueden ser divididos.

Por ejemplo si una imagen es 96x96, puede ser divididos en bloques de tamaño 48x48, luego 24x24, 12x12, 6x6, y finalmente 3x3. No hay división mas allá de 3x3 posible. Para procesar esta imagen debe poner mindim a 3 (o a 3 veces una

potencia de 2); si usa la sintaxis que incluye una función, la función debe retornar a 0 en el punto cuando los bloques no pueden ser divididos más allá.

Ejemplo:

```
I = [ 1 1 1 1 2 3 6 6
      1 1 2 1 4 5 6 8
      1 1 1 1 10 15 7 7
      1 1 1 1 20 25 7 7
      20 22 20 22 1 2 3 4
      20 22 22 20 5 6 7 8
      20 22 20 20 9 10 11 12
      22 22 20 20 13 14 15 16];
```

```
S = qtdecomp(I,5);
```

```
Full(S)
```

```
Ans =
```

```
 4 0 0 0 2 0 2 0
 0 0 0 0 0 0 0 0
 0 0 0 0 1 1 2 0
 0 0 0 0 1 1 0 0
 4 0 0 0 2 0 2 0
 0 0 0 0 0 0 0 0
 0 0 0 0 2 0 2 0
 0 0 0 0 0 0 0 0
```

Pone los valores de los bloques en descomposición(qtsetblk).

Sintaxis:

```
J = qtsetblk(I, .dim,vals)
```

Clase de Soporte.

I puede ser de clase uint8, uint16, o doble. S es de clase dispersa.

Comentarios.

El ordenamiento de los bloques en vals deben emparejar el orden de la columna de los bloques en I. Por ejemplo, si vals es 4x4x2, vals(:,:,1) contiene los valores usados para reemplazar el primer bloque 4x4 en I, y vals(:,:,2) contiene los valores para el segundo bloque 4x4.

Ejemplo:

Este ejemplo contiene el qtgetblock.

```
Newvals = cat(3,zeros(4),ones(4));
```

```
J = qtsetblk(1, ,4,newvals)
```

J =

0	0	0	0	2	3	6	6
0	0	0	0	4	5	6	8
0	0	0	0	10	15	7	7
0	0	0	0	20	25	7	
	1	1	1	1	2	3	4
1	1	1	1	5	6	7	8
1	1	1	1	9	10	11	12
1	1	1	1	13	14	15	16

Coge los valores del bloque en descomposición (qtgetblk).

Sintaxis:

```
[vals,r,c] = qtgetblk(I,S,dim)
```

Ejemplo:

Continúa del ejemplo de qtdecomp.

```
[vals,r,c] = qtgetblk(I,S,4)
```

vals(:, :, 1) =

1	1	1	1
1	1	2	1
1	1	1	1
1	1	1	1

vals(:, :, 2) =

20	22	20	22
20	22	22	20
20	22	20	20
22	22	20	20

r =

1

5

c =

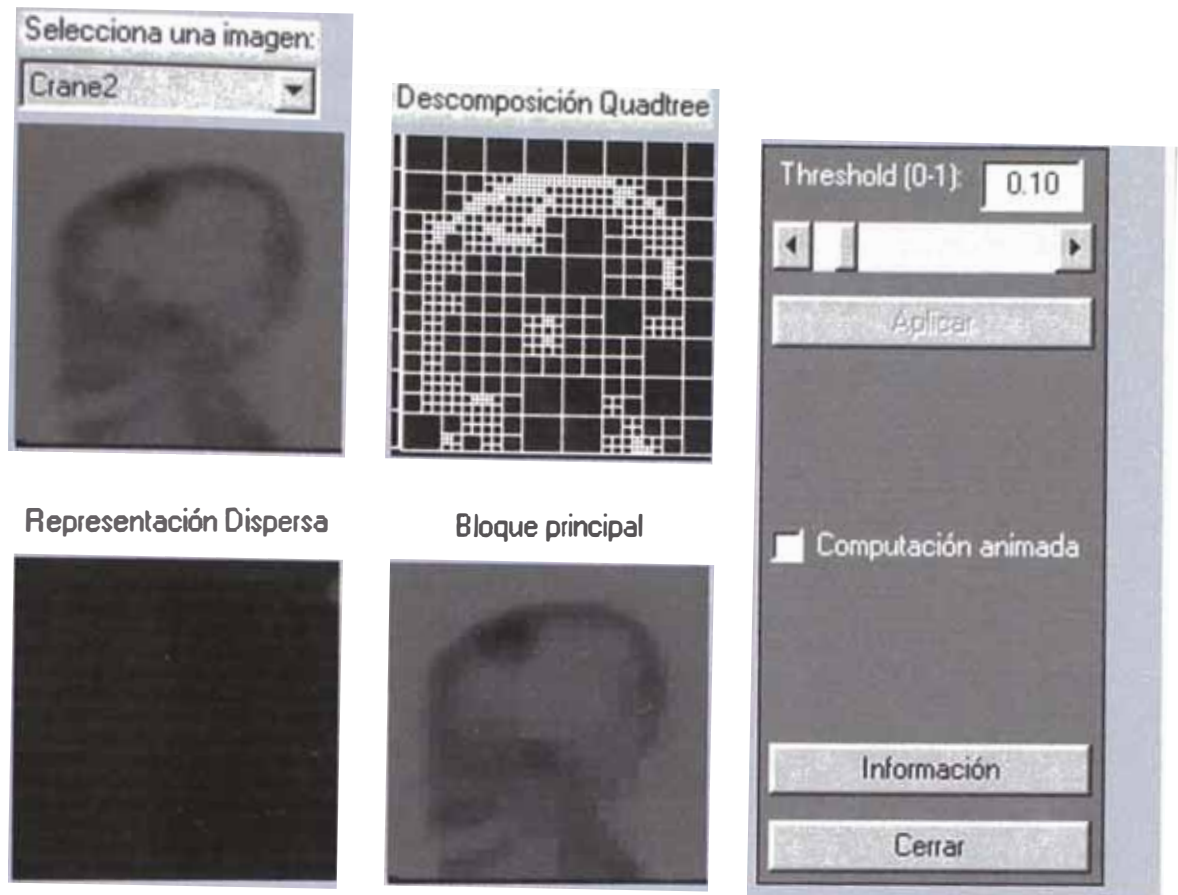


Fig. 5.1.6.1 Descomposición en bloques de diferente tamaño de píxeles.

5.1.7 Segmentación de imágenes (ROIPLY, ROIFILT2, ROIFILL)

La composición de imágenes emergen operaciones de objetos no relacionados para múltiples imágenes. El resultado es una nueva imagen que nunca existió físicamente.

Para componer una parte de una imagen dentro de otra imagen, debemos crear una imagen máscara por manejo digital. Esto es hecho para aislar un objeto de interés en la primera imagen, luego pusimos los píxeles internos del aislado a 0 y los externos a 255. La imagen máscara es luego substraída de la primera imagen, usando un proceso puntual de imagen dual, creando una imagen que muestra con un filtrado especial si se quiere, o con un suavizado que corresponda a esta área del objeto aislado. [11]

Región de interés poligonal (roipoly)

Selecciona una región de interés poligonal, dentro de una imagen, roipoly retorna una imagen binaria que se puede usar como máscara filtrada.

Sintaxis:

```
BW - roipoly(I,c,r)
BW - roipoly(I)
BW - roipoly(x,y,I,xi,yi)
```

Clase de Soporte:

La imagen de entrada I puede ser de clase uint8, uint16, o doble. La imagen de salida BW es de clase uint8.

Comentarios:

Para alguna sintaxis roipoly, se puede reemplazar la imagen de entrada I con dos argumentos, m y n que especifican las dimensiones de las filas y columnas de una imagen arbitraria. Por ejemplo, estos comandos crean a una máscara binaria 100x200.

```
c = [112 112 79 79];
r = [37 66 66 37];
```

```
BW = roipoly(100,200,c,r);
```

Si se especifica m y n en forma interactiva de roipoly, la imagen negra mxn es displayada, y el uso del mouse especifica un poligono dentro de la imagen.

Ejemplo:

```
I = imread ('caso4.pcx');  
c = [120 152 170 150 120 95]  
r = [120 120 155 180 180 155];  
BW = roipoly(I,c,r);  
imshow(I);  
Figure, imshow(BW);
```



Fig.5.1.7.1 Imagen original

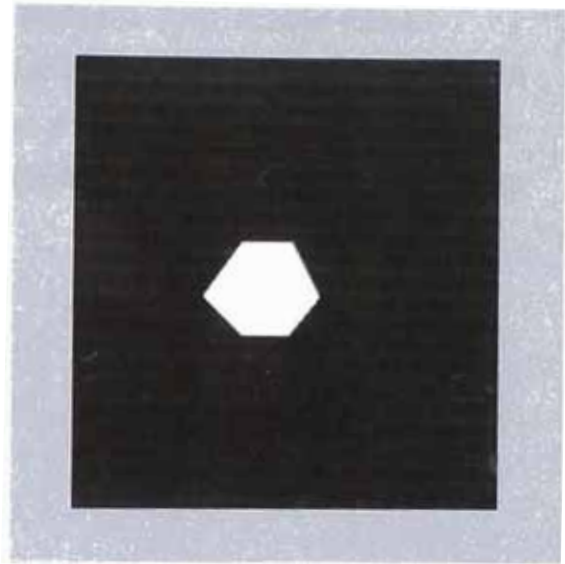


Fig.5.1.7.2 Imagen poligonal marcada en la región de interés

Filtra una región de interés en el plano bidimensional (roifilt2).

Sintaxis:

$J = \text{roifilt2}(h,I,BW)$ Para esta sintaxis, roifilt2 utiliza el comando filter2 para implementar el filtro.

Ejemplo:

Continua del ejemplo roipoly.

```
h = fspecial('average');
```

```
J = roifilt2(h,I,BW);
```

imshow(J);



Fig. 5.1.7.3 Imagen original



Fig. 5.1.7.4 Imagen filtrada en la región de interés

Suavemente interpola dentro de una región arbitraria de la imagen (roifill).

Llena un polígono especificado en la intensidad de una imagen, suavemente interpolando dentro de los valores de píxeles sobre el contorno del polígono por resolución de la ecuación de Laplace, roifill puede ser usado, por ejemplo, para borrar pequeños objetos en una imagen.

Sintaxis:

```
J = roifill(I,c,r) I
```

Ejemplo:

```
J = roifill(I,c,r);
```

```
imshow(I);
```

```
Figure,imshow(J)
```



Fig. 5.1.7.5 Imagen original

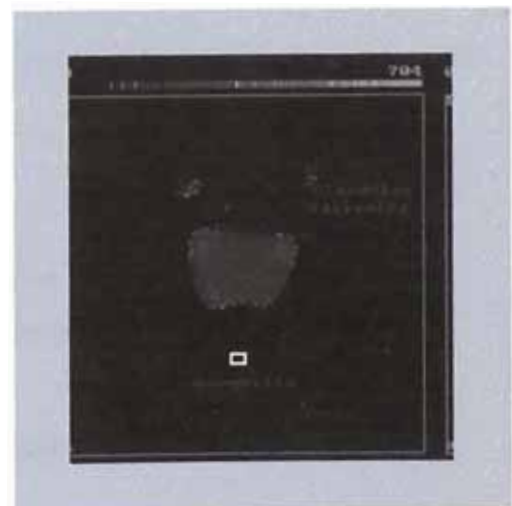


Fig. 5.1.7.6 Imagen suavizada en la región de interés

5.1.8 Restauración de imagen (Imnoise, Medfilt2, Ordfilt2, Filter2, Wiener2)

El concepto de variable aleatoria particularmente se refiere a la descripción del ruido que a menudo esta sobre la imagen. El ruido aleatorio describe la señal desconocida que contamina la imagen. Cuando grabamos una señal, sabemos que durante el proceso de grabación hay una señal no deseada que se ha sumado a la señal deseada. Sin embargo podemos conocer el origen del ruido, pero no podemos expresar matemáticamente la función del ruido. Después de observar el ruido por un período de tiempo, podemos desarrollar un conocimiento parcial del ruido y estar habilitado para caracterizar algunos aspectos de su comportamiento, pero no podemos detallar ni predecir el comportamiento de este en el tiempo. Así el concepto de variable aleatoria empieza a ser una herramienta útil en describir el comportamiento del ruido. [10]

Filtro Wiener

El filtro Wiener es un filtro clásico lineal para reducir el ruido más adelante veremos su algoritmo.

Modelo de reducción de ruido

La reducción de ruido en las imágenes usando técnicas de filtrado lineal y no lineal, aplicando varios tipos de ruido.

Adiciona ruido a la imagen (imnoise)

Sintaxis:

$J = \text{imnoise}(I \text{ type})$ adiciona ruido de algún tipo a la intensidad de la imagen I .

El tipo es una cadena que puede tener los siguientes valores:

- 'Gaussian' para ruido blanco Gaussiano
- 'Sal y Pimienta' para 'encender y apagar píxeles.
- 'Speckle' para multiplicar ruido

`J = imnoise(I,type,parameters)` acepta un tipo de algoritmo adicional modificando parámetros particulares al algoritmo elegido. Si se omite estos argumentos, `imnoise` usa valores por defectos para los parámetros. Aquí hay diferentes ejemplos de los diferentes ruidos y sus parámetros:

`J = imnoise(I,'gaussian',m,v)` adiciona ruido blanco Gaussiano de tipo principal `m` y varianza `v` a la imagen `I`. Por defecto `m=0` (principal) y `v= 0.01` (varianza).

`J = imnoise (I,'salt y pepper',d)` adiciona ruido de sal y pimienta a la imagen `I`, donde `d` es la densidad del ruido. Esto afecta aproximadamente como `d*prod(size(I))` píxeles. La densidad de ruido por defectos es 0.05.

`J = imnoise(I,'speckle',v)` adiciona ruido multiplicando a la imagen `I`, usando la ecuación $J = I + n * I$, donde `n` es distribuido uniformemente al ruido aleatorio con principal 0 y varianza `v`. El valor por defecto de `v` es 0.04. [13]

Ejemplo:

```
I = imread(caso1.pcx);  
J = imnoise(I,'sal y pimienta',0.02);  
imshow(I)  
Figure, imshow(J)
```

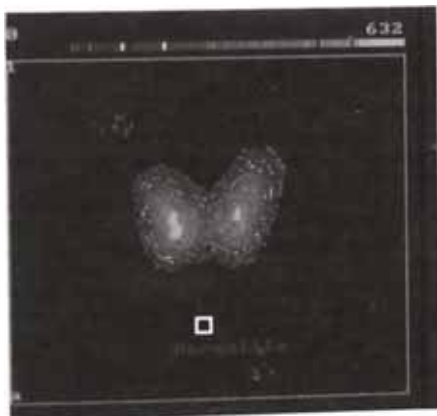


Fig. 5.1.8.1 Imagen original

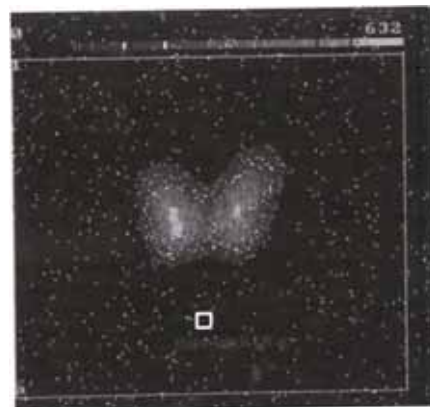


Fig. 5.1.8.2 Imagen sumada el ruido de sal y pimienta

Desarrolla un filtrado medio en dos dimensiones(`medfilt2`).

El filtrado medio es una operación no lineal a menudo usado en procesamiento de imágenes para reducir el ruido de sal y pimienta. El filtrado medio es más efectivo que la convolución, cuando la meta es reducir el ruido y preservar bordes simultáneamente.

Sintaxis:

`B = medfilt2 (A,[m n])` desarrolla un filtrado medio para una matriz `A` en dos dimensiones. Cada píxel de salida contiene el valor medio en un entorno de `m`x`n` correspondiente al píxel de la imagen de entrada. `Medfilt2` llena con ceros sobre los bordes de la imagen, por lo que los valores medios para los puntos dentro `[m n]/2` de los bordes pueden aparecer distorsionados.

`B = medfilt2(A)` desarrolla un medio filtrado de una matriz `A`, suavizando con ceros si la clase de `A` es `uint8`, o unos si `A` es de clase doble.

Comentarios:

Si la imagen de entrada `A` es de clase `uint8`, todos los valores de salida son retornados como enteros `uint8`. Si el número de píxeles en la vecindad `m`x`n` es par, alguno de los valores medios pueden no ser entero. En estos casos, las partes fraccionales son descartados.

Por ejemplo, suponga que se llama `medfilt2` usando un entorno de `2x2`, y la imagen de salida es un arreglo `uint8` que incluye su vecindad.

```
1 5
4 8
```

`medfilt2` retorna los valores de salida de `4` para sus vecinos, sin embargo el valor medio es `4.5`

Ejemplo:

Se adiciona ruido de sal y pimienta a una imagen, entonces se restaura la imagen usando `medfilt2`.

```
I = imread(caso1.pcx);
J = imnoise(I,'salt & pepper',0.02);
K = medfilt2(J);
imshow(J);
figure, imshow(K);
```

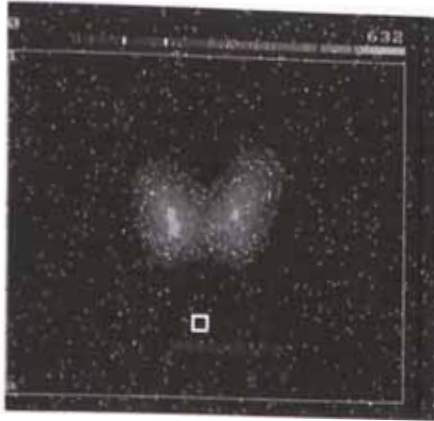


Fig. 5.1.8.3 Imagen con ruido de sal y pimienta



Fig. 5.1.8.4 Imagen filtrada, sin ruido

Desarrolla un filtrado en orden estadístico en dos dimensiones (ordfilt2).

Sintaxis:

$B = \text{ordfilt2}(A, \text{orden}, \text{dominio})$ reemplaza cada elemento en A por el orden del elemento escogido dentro de su vecindad especificando los elementos que no son ceros en el dominio.

$B = \text{ordfilt2}(A, \text{orden}, \text{dominio}, S)$, donde S es del mismo tamaño que el dominio, se usa los valores de S correspondiente a los valores que no son ceros del dominio como offset aditivo.

Comentarios:

El dominio es equivalente a la estructura del elemento usado para operaciones de imágenes binarias. Esto en una matriz conteniendo solo unos y ceros, el 1 define la vecindad para la operación de filtrado.

Por ejemplo, $B = \text{ordfilt2}(A, 5, \text{unos}(3,3))$ implementa un filtro medio de 3×3 ,

$B = \text{ordfilt2}(A, 1, \text{unos}(3,3))$ implementa un filtrado mínimo de 3×3 , y

$B = \text{ordfilt2}(A, 9, \text{unos}(3,3))$ implementa un filtrado máximo de 3×3 .

$B = \text{ordfilt2}(A, 1, [0 \ 1 \ 0; 1 \ 0 \ 1; 0 \ 1 \ 0])$ reemplaza cada elemento en A por el mínimo de su vecindad al norte, este, sur y oeste.

La sintaxis incluye S (la matriz de offset aditivo) puede ser usado para implementar las operaciones morfológicas en escala de grises, incluyendo dilación y erosión en grises.

Desarrolla el filtrado lineal en dos dimensiones (filter2)

Sintaxis:

`B = filter2(h,A)` filtra los datos de A con el filtro FIR en dos dimensiones en la matriz h. Computariza el resultado en B, usando la correlación en dos dimensiones, y retorna la parte central de la correlación del mismo tamaño que A.

`B = filter2(h,A,forma)` retorna la parte de B especificado por los parámetros de forma , que es una cadena con uno de los siguientes valores:

- 'full' retorna la correlación total en dos dimensiones. En este caso, B es tan grande como A.
- 'same' (por defecto) retorna la parte central de la correlación. En este caso, B es del mismo tamaño que A.
- 'valid' retorna solo la parte de la correlación que son computados sin los bordes suavizados con ceros. En este caso B es más pequeño que A.

Clase de Soporte

La matriz de entrada para `filter2` puede ser de clase doble o de alguna clase entera. La matriz de salida B es de clase doble.

Comentarios

La correlación de dos dimensiones es equivalente a la convolución de dos dimensiones con la matriz del filtro girado 180 grados. Ver la sección de Algoritmos para mas información acerca como `filter2` desarrolla el filtrado lineal.

Ejemplo:

`A = magic(6)`

```
A = 35    1    6    26   19   24
     3    32    7    21   23   25
     31    9    2    22   27   20
     8    28   33   17   10   15
    30    5   34   12   14   16
     4   36   29   13   18   11
```

```
h = fspecial('sobel')
```

```
h =
```

```
    1    2    1
    0    0    0
   -1   -2   -1
```

```
B = filter2(h,A,'valid')
```

```
B =
```

```
   -8    4    4   -8
  -23   -44   -5   40
  -23   -50    1   40
   -8    4    4   -8
```

Algoritmo:

Wiener2 estima la media y la varianza entorno de cada píxel.

$$\mu = \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a(n_1, n_2)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a^2(n_1, n_2) - \mu^2$$

donde η es la vecindad local $N \times M$ de cada píxel en la imagen A. Wiener2 luego crea un píxel wise usando el filtro Wiener ,se estima:

$$b(n_1, n_2) = \mu + \frac{\sigma^2 - v^2}{\sigma^2} (a(n_1, n_2) - \mu)$$

donde v^2 es la varianza del ruido. Si la varianza del ruido no es dado, wiener2 usa el promedio de todas las varianzas estimadas.

Dado una imagen A y un filtro de dos dimensiones FIR h, filter2 rota la matriz del filtro 180 grados para crear la convolución Kernel. Luego llama conv2, la función convolución de dos dimensiones, implementa la operación de filtrado.

Filter2 usa conv2 para computar la convolución total del filtro FIR con la matriz de entrada. Por defecto, filter2 extrae la parte central de la convolución que es del mismo tamaño que la matriz de entrada.

Desarrollo del filtrado en dos dimensiones para eliminar el ruido (wiener2).

El filtro pasabajo wiener2 permite restaurar la intensidad de una imagen que ha sido degradada por una fuente constante de ruido aditivo. Wiener2 usa una adaptación píxel-wise, el método Wiener basado en estadísticas estimado en una vecindad de cada píxel.

Sintaxis:

`J = wiener2(I,[m n],noise)` filtra la imagen I usando una adaptación píxel-wise del filtrado Wiener, en un entorno de tamaño mxn estima la imagen local principal (m) y la desviación estándar (v).

`[J,noise] = wiener2(I,[m n])` también estima la potencia de ruido aditivo antes de realizar el filtrado. Wiener2 retorna el ruido estimado en noise.

Ejemplo:

Degradar y luego restaurar una imagen intensa usando un filtrado Wiener adecuado.

```
I = imread('caso1.pcx');  
J = imnoise(I,'gaussian',0,0.005);  
K = wiener2(J,[5 5]);  
imshow(J)  
figure, imshow(K)
```

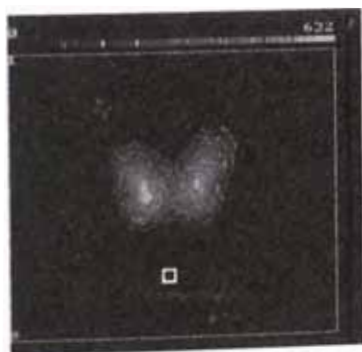


Fig. 5.1.8.5 Imagen con ruido gaussiano

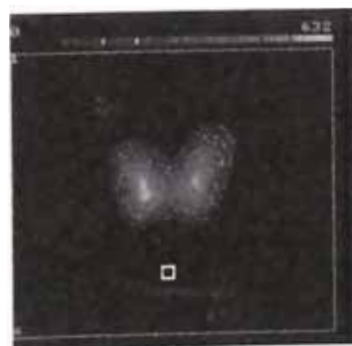


Fig. 5.1.8.6 Imagen sin ruido gaussiano

Conclusiones:

1. Los resultados obtenidos en las pruebas de Control de Calidad nos permiten evaluar detalladamente el funcionamiento de un equipo SPECT y de los valores obtenidos podemos apreciar que ninguno de los equipos chequeados funciona en forma óptima alcanzando el puntaje de 100. Atribuimos esta falta a que no se hicieron las pruebas necesarias en el momento de su instalación, ni el seguimiento como rutina.
2. Con esta experiencia y con los informes entregados a cada servicio se prevee que se ha aprendido mucho con respecto a Control de Calidad y con este conocimiento se evitarán fallas graves, además de efectuar correcciones inmediatas sin paralizaciones largas del equipo. Además, un nuevo equipo podrá ser chequeado por parte de los interesados: vendedor y comprador.
3. Después de un control de calidad minucioso del equipo con resultados satisfactorios, el manejo de imágenes nos ha permitido dar un diagnóstico certero sin crear falsos positivos o desestimar pequeñas anomalías. El desarrollo del tratamiento de imágenes es un camino amplio y abierto en el que hay aún mucho por investigar como, por ejemplo, conseguir una mejor resolución en los equipos SPECT y eliminar el ruido.
4. En base a los puntos detallados podemos afirmar que el éxito del buen funcionamiento de un Centro de Medicina Nuclear depende de la práctica del Control de Calidad de los equipos. Actualmente contamos con la suficiente experiencia como para asegurarnos de que las futuras adquisiciones sean realizadas con criterio técnico y profesional.
5. El uso del paquete Matlab nos ha permitido manejar imágenes con buenos ajustes de intensidad y contraste en formatos similares al que se maneja en un equipo SPECT, hasta una matriz de 256x256. Creo que es una buena opción para los equipos SPECT de primera generación

que no cuentan con procesadores rápidos, sistemas de impresión a color ni un sistema operativo en torno Windows.

6. El trabajo que se realizó en los equipos SPECT, pienso que va a marcar precedente en los usuarios, porque todos buscamos la certeza y eficacia, y esto sólo se conseguirá trabajando bien.
7. El desarrollo de las pruebas ha sido un trabajo tedioso, pero creo que ha valido la pena por las consecuencias que pueden llevar a cabo un buen o mal funcionamiento de un equipo SPECT.
8. Ninguna prueba ha sido innecesaria, hay algunas de mas relevancia que otras pero no dejan de ser importantes todas.

Bibliografía

- [1] IAEA – TECDOC – 317. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments, IAEA in Austria November 1984.
- [2] James A. Sorenson, Ph. D; Michael E. Phelps Ph. D. Physics in Nuclear Medicine , Grune & Strattonk, Inc, 1980
- [3] Mariana Levi de Cabrejos, Tomografía en Medicina Nuclear, Comité de Instrumentación y Garantía de calidad del ALASBIMN, 1999.
- [4] Amaury Castro Jr., Guilherme Rossi, Guia práctico en Medicina Nuclear a Instrumenta. Editora SENAC Sao Paulo 2000
- [5] An Introduction to Radiation Protection, Alan Martin, Samuel A. Harbison, 1 Second Edition London New York Chapman and Hall 1982.
- [6] Buseman Sokole., E. Measurement of collimator Hole anglution used in SPECT J. Nuc. Med. 28 1592, 1987.
- [7] English RIJ.; SPECT A prime Dd, The society of Nuclear Medicine Tird Edition 1995.
- [8] Jaszczak, R.J. Improved SPECT quantification using compensation for scattered phtons J. Nuc. Med. 1988
- [9] Puchal , R. Filtros de Imagen en Medicina Nuclear. Madrid, Nycomed Amersham, 1997.
- [10] Kenneth R.I Castleman Perceptive Scientific Instruments, Inc. Digital Image Processing. Editorial Prentice, Hale, Inc. 1996.
- [11] Gregory A. Baxes, Digital Image Processing Principles and Applications. John Wiley & Sons, Inc. 1994.
- [12] SPECT , Robert J. English, CNMT, Susan E. Brown, CNMT; The Society of Nuclear Medicine, New York, NY 1990.

- [13] Matlab Getting Started Version 5.
- [14] Questions and Answers in Nuclear Medicine. R. Wagner et. Al. Mosby. (1999)
- [15] Técnicas en Medicina Nuclear: Adquisición, Procesamiento y presentación de imágenes (L.B.Questa, R.C. Cabrejas – 1996)
- [16] Principles and Practice of Nuclear Medicine (P:J: Early, D.B. Sodee – 2da edición – 1995)
- Cuaderno de Técnicas básicas en Medicina Nuclear
- [17] (L.B.Questa R.C.Cabrejas – 1995)
- Microdelta: guía para el Usuario (Siemens –1986)