UNIVERSIDAD DON BOSCO
FACULTAD DE INGENIERIA

"ANALISIS DE TECNOLOGIAS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA Y MEDICINA NUCLEAR"

TRABAJO DE GRADUACIÓN PREPARADO PARA LA

FACULTAD DE INGENIERÍA

Biblioteca Central

PARA OPTAR AL TÍTULO DE:

INGENIERO EN BIOMÉDICA

PRESENTADO POR:

SALVADOR ANTONIO PADILLA MOLINA

ASESOR:
ING. WILSON MANUEL HERRERA

DICIEMBRE DE 2003

SAN SALVADOR, EL SALVADOR, CENTROAMÉRICA

INTRODUCCION

La Tomografía Computarizada y la Medicina Nuclear, especialmente el SPECT, son dos de las modalidades de diagnostico por imágenes mas utilizadas hoy en día a nivel mundial.

Este trabajo de graduación explica de una manera básica los aspectos más importantes de cada una de estas tecnologías. La primera parte es una introducción a la física de las radiaciones ionizantes, que son y como se producen, la cual sirve de preámbulo para facilitar la comprensión de los principios físicos y matemáticos detrás de la Tomografía Computarizada y Medicina Nuclear.

Posteriormente se explica detalladamente la instrumentación necesaria para la generación de la imagen, cuales son los componentes principales de un sistema, etc. Luego se presentan los requerimientos técnicos mínimos que se deben de tomar en cuenta al momento de instalar este tipo de tecnologías.

Un aspecto importante en el diagnostico por imágenes son los controles de calidad de imagen. En este documento se muestra la importancia de los controles de calidad así como un protocolo con las pruebas mínimas a las que deben someterse este tipo de tecnologías apoyado en las normas de la Unidad Reguladora para el uso de las Radiaciones Ionizantes.

Finalmente se presentan las principales aplicaciones clínicas de estos sistemas y un estudio económico con los aspectos básicos que se debe tomar en cuenta al realizar un proyecto de inversión que involucre esta tecnologías.

INDICE

PRIMERA PARTE: ANTEPROYECTO

1. Anteproyecto

1.1 antecedentes....1

1.2 definición del tema.... 1

1.3 justificación del tema 1

1.4 objetivo general....2

1.5 objetivos específicos....2

1.6 alcances....3

1.7 limitaciones....4

1.8 metodología....4

SEGUNDA PARTE: INTRODUCCION A LA FISICA DE LAS RADIACIONES IONIZANTES.

2. Estructura de la materia....5

2.1 Materia y energía....5

2.2 Radiación....5

2.3 El átomo....8

2.4 Nomenclatura nuclear....9

3. Decaimiento radioactivo....10

3.1 Fisión espontánea....10

3.2 Transición isométrica....11

3.2.1 Emisión de rayos γ....11

3.2.2Conversión interna....11

3.3 Decaimiento por partículas α....12

3.4 Decaimiento β^-....12

3.5 Decaimiento de positrones β^+....12

3.6 Captura de electrón....14

4. Cinética del decaimiento radioactivo....14

4.1 Vida media....16

4.2 Vida promedio....16

4.3 Vida media efectiva....16
4.4 Unidades de radio actividad....17
5. Producción de radio nucleidos....18
5.1 Radio nucleidos producidos en ciclotrones....18
5.2 Radio nucleidos producidos en reactores....20
5.2.1 Fisión o reacción (n, f)....21
5.2.2 Captura de neutrón o reacción (n, γ)....21
5.3 Generadores de radio nucleidos....22
6. Interacción de la radiación con la materia....23
6.1 Interacción de partículas cargadas con la materia....24
6.1.1 Ionización especifica (SI)....25
6.1.2 Transferencia lineal de energía (LET)....25
6.1.3 Rango ®....26
6.1.4 Bremsstrahlung....26
6.1.5 Aniquilación....27
6.2 Interacción de la radiación γ con la materia....27
6.2.1 Mecanismo de interacción de la radiación γ....27
6.2.1.1 Efecto fotoeléctrico....28
6.2.1.2 Dispersión compton....28
6.2.1.3 Producción de pares....29
6.2.1.4 Fotodesintegración....30
TERCERA PARTE: PRINCIPIOS FISICOS E INSTRUMENTACION DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA Y MEDICINA NUCLEAR
7. Tomografía computarizada.- una modalidad digital....31
8. Principios básicos de tomografía computarizada....32
8.1 Que medimos en tomografía computarizada?....34
8.2 ¿cómo medimos un objeto en tomografía computarizada?....37
8.3 ¿cómo se reconstruye una imagen en tomografía computarizada?....39
8.4 Que se representa en una imagen de tomografía computarizada?....42
9. Fases de desarrollo y metas....46
9.1 Los setenta – desde la cabeza hasta el cuerpo completo....46

9.2 Los ochentas – exámenes rápidos....48
9.3 Los noventas – adquisición rápida de volumen....52
10. Configuración estándar de un sistema de tomografía computarizada....53
10.1 Diseño mecánico....53
10.2 Componentes del sistema de rayos x....56
10.2.1 Generador de rayos x....56
10.2.2 Tubo de rayos x....57
10.2.3 Colimadores y filtración....62
10.2.3.1 Colimación....62
10.2.3.2 Filtración....63
10.2.4 Sistema de detectores....65
11. Modos de scan y parámetros....68
11.1 Radiografía de exploración....68
11.2 Tomografía computarizada secuencial. Corte por corte....69
11.3 Tomografía computarizada de doble energía. Imagen selectiva de material....70
11.4 Tomografía computarizada dinámica....71
11.5 Tomografía computarizada con fluoroscopia. Tomografía intervencional....71
11.6 Tomografía computarizada en espiral. Adquisición de volúmenes....72
12. Sistemas tomográficos alternativos.
12.1 Tomografía computarizada por emisión de electrones (EBCT)....72
12.2 El Reconstructor espacial dinámico....74
12.3 Tomografía computarizada con haz de cono....74
13. Tomografía computarizada en espiral....77
13.1 Adquisición de un volumen mediante la geometría en espiral....79
13.2 Parámetros de imagen básicos en tomografía espiral....84
13.2.1 Pitch....84
13.2.2 Volumen adquirido....85
13.2.3 Colimación y velocidad de la mesa....86
13.2.4 Tiempo de scan....87

13.2.5 Incremento de reconstrucción (IR).....87
14. Tomografía computarizada multicorte.....88
14.1 Principios básicos.....88
14.2 Consideraciones de diseño para sistemas de tomografía computarizada multicorte.....90
14.2.1 Detector de matriz fija.....90
14.2.2 Detectores de arreglo adaptativo.....91
14.2.3 Reconstrucción espiral multicorte.....94
15. Medicina nuclear.....96
15.1 Instrumentación en medicina nuclear convencional.....97
15.1.1 Cámara de anger.....97
15.1.2 Física del cristal de centelleo.....99
15.1.3 Física del tubo foto multiplicador (PMT).....101
15.1.4 Colimadores.....102
15.1.5 Analizador de altura de pulso.....109
15.1.6 Espectrometría de rayo γ.....109
15.1.6.1 Fotopico.....109
15.1.6.2 Valle, pico y platea compton.....111
15.1.6.3 Pico característico de rayos x.....112
15.1.6.4 Pico backscatter.....112
15.1.7 Camilla.....112
15.1.8 Orbita del cabezal alrededor del paciente.....113
15.2 Otros detectores de centelleo.....114
15.2.1 Detectores de germanato de bismuto.....114
15.2.2 Detectores de fluoruro de bario.....114
15.2.3 Detectores de ortosilicato de lutecio.....114
15.2.4 Detectores de ortosilicato de itrio.....115
15.2.5 Detector de ortofosfato de lutecio.....115
15.2.6 Detectores de semiconductor.....115
15.2.6.1 Detector de germanio.....115
15.2.6.2 Detector de cadmio zinc telurio.....116

15.3 Características de los sistemas de conteo....116
15.3.1 Resolución de energías....117
15.3.2 Eficiencia de detección....118
15.3.3Eficiencia intrínseca....119
15.3.4 Eficiencia del fotopico....119
15.3.5 Eficiencia geométrica....119
15.3.6 Tiempo muerto....120
15.4 Detectores de gas....121
15.4.1 Calibrador de dosis....122
16. Dispositivos de imagen por tomografía....123
16.1 Tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT)....123
16.2 Parámetros característicos de un sistema SPECT....124
16.2.1 Resolución de energías (r_e)....124
16.2.2 Resolución espacial (r)....125
16.2.3 Uniformidad de respuesta....126
16.2.4 Sensibilidad....127
16.2.5 Linealidad espacial....127
16.2.6 Alineación mecánica, electrónica y digital: centro de rotación....128
17. Tomografía por emisión de positrones (PET)....131
17.1 Principios físicos....132
17.1.1 Emisión β^+....132
17.1.2 Detección de coincidencias....133
17.2 Diseño de un sistema PET....134
17.3 Factores que afectan al PET....135
17.3.1 Atenuación....136
17.3.2 Coincidencias aleatorias....137
17.3.3 Coincidencias dispersas....138
17.3.4 Resolución espacial....138
17.3.5 Sensibilidad....139
18. Spect de altas energías....139

18.1 Detección de fotones de 511 kev con cristales NaI(Tl)....140
18.2 Colimadores parta 511 kev....141
18.3 Instrumentación y principios físicos....142
18.4 Resolución....143
18.5 Sensibilidad vs. Contraste....144
18.6 NEC....145
18.7 Adquisición y reconstrucción 3d....147
18.8 Septa de alta energía....147
18.9 Corrección de atenuación....148
19. Sistemas híbridos....150
CUARTA PARTE: CONSIDERACIONES DE DISEÑO DE INSTALACIONES.
20. Consideraciones de diseño de instalaciones....152
20.1 Tomografía computarizada....152
20.2 Características de la sala....154
20.3 Contacto visual con el paciente....154
20.4 Consideraciones ambientales....154
20.5 Sistemas de enfriamiento....155
20.6 Filtros de aire....157
20.7 Protección contra radiaciones ionizantes....158
20.7.1 Indicadores de radiación....158
20.7.2 Interruptor de radiación de puerta....158
20.8 Equipo adicional para una sala de tomografía....158
20.9 Requerimientos de iluminación....159
20.10 Interruptor de emergencia....159
20.11 Contaminación por polvo y química....159
20.12 Distancias mínimas de servicio....160
20.13 Requerimientos de cargas al piso....161
20.14 Suministro de energía....161
21. Medicina Nuclear....162
21.1 Cámara Gamma....162
21.1.1 Selección del ambiente....163

21.1.2 Características mínimas de la sala....164
21.1.3 Rango de condiciones ambientales de la sala....165
21.1.4 Pesos individuales máximos....166
21.1.5 Preparación del piso....167
21.1.6 Cargas térmicas máximas....167
21.1.7 Requerimientos eléctricos....168
21.1.8 Requerimientos de acceso....169
21.2 PET....169
21.2.1 Dimensiones máximas de los equipos....170
21.2.2 Pesos máximos de los equipos....170
21.2.3 Áreas mínimas de operación....171
21.2.4 Condiciones ambientales mínimas de operación....171
21.2.5 Requerimientos eléctricos....171
21.2.6 Iluminación de la sala de control....172
22. Sistemas híbridos....173
22.1 Características mínimas de la sala....173
22.2 Condiciones ambientales mínimas de operación....174
22.3 Dimensiones de los equipos....174
22.4 Pesos máximos....174
22.5 Suministro de energía....175
22.6 Protección radiológica....175
22.7 Interferencias electromagnéticas máximas permitidas....178
22.8 Iluminación....178
22.9 Sistemas enfriados por agua....179
22.10 Distancias para servicio....180
22.11 Otras consideraciones....180
QUINTA PARTE: CALIDAD DE IMAGEN
23. Calidad de imagen en Tomografía Computarizada....181
23.1 Mediciones....181
23.2 Variables y procedimientos para Tomografía Secuencial....183
23.2.1.Valores CT, Contraste y Homogeneidad....183

23.2.2 Ruido de píxel.....184
23.2.3 Resolución.....187
23.2.3.1 Resolución espacial – resolución en alto contraste.....187
23.2.3.2 Factores Geométricos.....188
23.2.3.3 Algoritmo de Reconstrucción.....189
23.2.3.4 Influencia de la matriz de imagen.....193
23.2.3.5 Perfiles de sensibilidad de corte.....195
23.2.3.6 Tomografía computarizada de alta resolución.....198
23.2.3.7 Resolución de contraste – Resolución de bajo contraste.....201
23.2.3.8 Diagrama Contraste – Detalle (CDD).....204
23.2.4 Linealidad.....206
23.2.5 Artefactos de imagen.....207
23.2.5.1 Definición.....207
23.2.5.2 Fuentes.....208
23.2.5.3 Tipos de artefactos y causas.....208
23.2.5.4 Artefactos de movimiento de paciente.....209
23.2.5.5 Artefactos metálicos.....211
23.2.5.6 Artefactos de dureza del haz.....213
23.2.5.7 Artefactos de volumen parcial.....216
23.2.5.8 Artefactos inducidos por el equipo.....218
23.2.5.9 Artefactos de anillo.....219
23.2.5.10 Artefactos de Aliasing.....220
23.2.5.11 Artefactos inducidos por ruido.....222
23.3 Variables y procedimientos calidad de imagen de tomografía espiral.....223
23.3.1 Ruido de píxel.....224
23.3.2 Perfiles de sensibilidad de corte (SSP).....225
23.3.3 Influencia del algoritmo de interpolación z y el factor pitch..225
23.3.4 Resolución espacial en la dirección Z.....226

23.3.5 Imágenes de lesiones....227
23.3.6 Influencia del grosor de corte y el incremento de reconstrucción....229
23.3.7 Resolución espacial isotrópica en 3D....229
23.3.8 Artefactos en tomografía espiral....231
24.CONTROL DE CALIDAD TOMOGRAFÍA (QC)....232
24.1 Principios del control de calidad....233
24.2 Selección de la técnica de control de calidad....234
24. 3 Frecuencia de las pruebas....234
24.4 Valores limites de una prueba....234
24.5 Pruebas....235
25. CALIDAD DE IMAGEN EN MEDICINA NUCLEAR....253
25.1 Parámetros de desempeño de Cámara Gamma....253
25.1.1 Resolución espacial....253
25.1.2 Resolución intrínseca....253
25.1.3 Resolución del colimador....254
25.1. 4Resolución dispersa....256
25.1.5 Niebla (Blurr)....257
25.1.6 Evaluación de la resolución espacial....257
25.1.6.1 Fantoma de barra....257
25.1.6.2 Función de línea extendida....258
25.1.6.3 Función de modulación de transferencia....259
25.1.7 Sensibilidad....261
25.1.8 Eficiencia del colimador....262
25.1.9 Uniformidad y linealidad....263
25.1.10 Efectos a conteos altos....264
25.1.11 Contraste....265
25.2 Pruebas de Control de calidad....267
25.3 CONTROL DE CALIDAD EN RADIOFARMACOS
25.3.1 Pruebas Físico – Químicas. 283
25.3.1.1 Características físicas....283

25.3.1.2 Fuerza iónica y pH....284
25.3.1.3 Pureza del radionúclido....284
25.3.1.4 Pureza radioquímica....285
25.3.1.5 Pureza química....285
25.3.1.6 Radioensayo....286
25.3.2 Control de calidad de un calibrador de dosis....286
25.3.2.1 Constancia....286
25.3.2.2 Exactitud....287
25.3.2.3 Linealidad....287
25.3.2.4 Geometría....288
25.3.3 Medición de la radioactividad....288
25.3.4 Pruebas biológicas....288
SEXTA PARTE: PRINCIPALES APLICACIONES CLINICAS
26. Principales aplicaciones clínicas....290
26.1 Tomografía computarizada....290
26.2 Medicina Nuclear....293
26.2.1 SPECT....294
26.2.2 PET....300
SEPTIMA PARTE: ESTUDIO ECONOMICO.
27. Estudio económico de proyectos que involucran la adquisición de estas tecnologías....302
27.1 Determinación de costos....302
27.1.1 Costos de producción....302
27.1.2 Costos de administración....302
27.1.3 Costos financieros....302
27.2 Inversión total inicial....302
27.3 Depreciaciones y amortizaciones....303
27.4 Costo de capital o tasa mínima aceptable de rendimiento....303
27.5 Financiamiento....304
27.6 Métodos de evaluación que toman en cuenta el valor del dinero en el tiempo....305

27.6.1 Valor Presente Neto.....305
27.6.2 Tasa Interna de Rendimiento.....306
27.7 Ejemplo de análisis de un equipo de Tomografía Computarizada y uno de Medicina Nuclear.....306
Conclusiones y Recomendaciones
Glosario
Anexos
Bibliografía

PRIMERA PARTE:

ANTEPROYECTO

1. ANTEPROYECTO

1.1.- ANTECEDENTES.

Imágenes médicas ha sido un tema poco tratado en trabajos de graduación anteriores. La mayoría de documentos relacionados hasta la fecha se refieren a Rayos X. Este es uno de los primeros trabajos que se realizarán referentes a Tomografía Computarizada y Medicina Nuclear; paralelamente, se está desarrollando un trabajo acerca de Imágenes por Resonancia Magnética, dentro del cual se relacionan algunos aspectos de la Resonancia Magnética con Tomografía Computarizada y Medicina Nuclear.

1.2.- DEFINICIÓN DEL TEMA

El creciente desarrollo de las tecnologías en imágenes médicas ha traído consigo un aumento en las capacidades diagnósticas de cada una. Cada vez son más los diagnósticos que se apoyan en este tipo de tecnologías para mejorar el tratamiento de los pacientes.

Con el desarrollo de este proyecto se obtendrá un análisis de dos tecnologías de imágenes médicas.

El trabajo analizará las bases físicas, matemáticas y requerimientos para su instalación y funcionamiento. Se elaborará también un protocolo básico de control de calidad de imagen, el cuál es necesario en toda instalación de este tipo para garantizar un diagnóstico médico.

Para completar el documento se incluye un análisis de factibilidad económica que pueda ayudar al ingeniero biomédico a evaluar proyectos de inversión que involucren este tipo de tecnologías.

1.3. - JUSTIFICACIÓN DEL TEMA

Las tecnologías en imágenes médicas se han convertido en una de las principales herramientas del diagnóstico médico. Cada vez mayor número de instituciones de salud en nuestro país están incorporando estos equipos, como parte de una atención más rápida y eficiente para el paciente.

El diagnóstico del paciente se vuelve más eficiente si esto equipos cuentan con controles de calidad que garanticen la imagen e instalaciones apropiadas para su desempeño.

Con este proyecto, se tendrá un protocolo que ayude a cualquier persona o institución a efectuar el control de calidad de este tipo de equipos, además de darle una guía de sus principales aplicaciones diagnósticas.

Otro aspecto que no debe dejarse de lado son los costos de estas tecnologías, es muy importante efectuar un análisis de factibilidad económica antes de efectuar un proyecto de inversión que involucre este tipo de equipos.

En conclusión este documento contendrá los conocimientos mínimos que deben estar al alcance al momento de implementar este tipo de tecnologías.

1.4. - OBJETIVO GENERAL

- Elaborar un análisis de tecnologías de Tomografía Computarizada y Medicina Nuclear.

1.5. - OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Analizar los principios físicos y matemáticos utilizados para la obtención de imágenes por Tomografía Computarizada.

- Dentro de la tecnología de Medicina Nuclear se desarrollaran las dos técnicas tomográficas ampliamente usadas: PET y SPECT

- Analizar los principios físicos y matemáticos utilizados para la obtención de imágenes por Medicina Nuclear.

- Analizar los componentes básicos de un equipo de tomografía computarizada.

- Analizar los componentes básicos de un equipo de medicina nuclear.

- Realizar un análisis de los requerimientos básicos para la instalación y funcionamiento de estas tecnologías, que optimicen las actividades dentro del servicio.

- Elaborar un protocolo de control de calidad para estas tecnologías que incluya equipos y accesorios necesarios para su implementación.

- Analizar las principales aplicaciones diagnósticas de estas tecnologías.

- Elaborar un análisis de factibilidad económica en proyectos de inversión que involucren estas tecnologías.

1.6. - ALCANCES

- En el desarrollo del tema se presentará la teoría básica sobre los principios físicos de cada modalidad para comprender el efecto de las mismas en el diagnóstico del paciente.

- Se presentarán los principales avances tecnológicos de cada tecnología.

- El protocolo control de calidad será una herramienta que podrá ser ocupada en cualquier ambiente que cuente con este tipo de tecnologías.

- Para el análisis de factibilidad económica, se presentara una introducción a los conceptos financieros básicos para su mejor comprensión.

1.7. - LIMITACIONES

- Debido a la diversidad de tecnologías en imágenes médicas, este trabajo se limitará a analizar las siguientes:
    - Tomografía Computarizada
    - Medicina Nuclear:
        - PET
        - SPECT

- El análisis presentara los requerimientos mínimos que aseguren el buen funcionamiento, calidad y optimización de actividades dentro del servicio.

- Las regiones anatómicas en las que se analizaran aplicaciones diagnosticas serán: cerebro, cabeza y cuello, tórax, abdomen y pelvis, músculo esquelético, sistema cardiovascular.

- Las aplicaciones diagnosticas son las de mayor de índice de aparición y las comparaciones no son aplicables a todos los casos o en todo paciente.

- Analizar los componentes básicos se limita a los componentes principales que debe tener todo equipo que utilice estas tecnologías, sin entrar a circuitos eléctricos y electrónicos.

1.8.- METODOLOGÍA.

Para la realización de este trabajo se utilizarán las siguientes metodologías:

- Investigación bibliográfica: a través de libros, folletos, manuales de equipos y consulta a sitios en Internet. Esta será la principal fuente de información.
- Visitas de campo: se realizarán visitas de campo a dos instalaciones que trabajan con estos equipos.

SEGUNDA PARTE:
INTRODUCCION A LA FISICA DE LAS RADIACIONES IONIZANTES.

2. ESTRUCTURA DE LA MATERIA

2.1 Materia y energía

La existencia del universo se explica mediante dos entidades: la materia y la energía. Estas dos entidades existen en diferentes formas en el universo. Mientras que la materia tiene forma, tamaño y estructura definida, la energía tiene diferentes formas pero no tamaño ni estructura.

La **Materia** se caracteriza por ser cuantificable. La unidad de cuantificación de la materia se llama masa. En la física atómica, la unidad de masa es la **unidad de masa atómica (amu, por sus siglas en ingles)** y es igual a $1.66 * 10^{-27}$ Kg.

Energía es la capacidad de hacer un trabajo y puede existir en muchas formas: cinética (movimiento de la materia), potencial (posición y composición de la materia), térmica (movimiento de los átomos o moléculas de la materia), eléctrica (flujo de electrones a través de una diferencia de potencial), química (reacciones químicas) y radiación (energía en movimiento). La energía puede cambiar de una forma a otra.

La masa y la energía son intercambiables, una es creada a expensas de la otra, como lo explica la relación entre la masa y la energía de Einstein:

$$E = mc^2$$

donde:

E = energía

m = masa

c = velocidad de la luz en el vacío.

Esta relación nos dice que todo lo que nos rodea puede ser clasificado en materia o energía.

2.2 Radiación.

La radiación es una forma de energía en movimiento a través del espacio. Es emitida por un objeto y absorbida por otro. Existen dos tipos de radiación:

1. Radiación de partículas: por ejemplo electrones, protones, neutrones, partículas alfa, y demás. Poseen masa y carga, excepto los neutrones, los

cuales son partículas neutras. Su velocidad depende de su energía cinética. La radiación de partículas se origina a partir del decaimiento radioactivo, rayos cósmicos, reacciones nucleares y otras.

2. Radiación electromagnética: es una forma de energía que no tiene masa y carga y puede propagarse tanto en forma de ondas como paquetes discretos de energía llamados fotones o quantum. Este tipo de radiación viaja a la velocidad de la luz. Algunos ejemplos de radiación electromagnética son: ondas de radio, luz visible, radiación gamma, etc. Se diferencian unas de otras en su longitud de onda y por consiguiente en su energía.

La energía E de la radiación electromagnética esta dada por:

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda}[joules] \qquad \text{(ecuación 1)}$$

donde:

h = Constante de Planck = **6.626×10^{-34} J . seg.**

v = frecuencia en hertz, definida como ciclos por segundo

λ = longitud de onda

c = velocidad de la luz en el vacío = **299 792 458 m . s^{-1}**

La energía de una radiación electromagnética esta dada en electrón volts (eV), el cual esta definido como la energía adquirida por un electrón cuando es acelerado a través de una diferencia de potencial de 1 volt. La ecuación 1 puede ser expresada en unidades de eV utilizando la siguiente conversión:

$$1 \text{ eV} = 1.602*10^{-19} \text{ J} = 1.602*10^{-12} \text{ erg}$$

así:

$$E = \frac{1.24*10^{-6}}{\lambda}[eV] \qquad \text{ecuación 2}$$

donde λ esta dado en metros. La tabla 4 muestra diferentes tipos de radiación electromagnética, su longitud de onda, frecuencia, energía, nombre y aplicación.

Longitud de onda	Frecuencia [Hz]	Energía [eV]	Nombre	Aplicación
18,000 km	16 2/3	$6.9*10^{-14}$	Corriente alterna	Tren eléctrico
6,000 km	50	$2.1*10^{-13}$		Fuentes de energía eléctrica
18,800 -15 km	16 - 20,000	$6.6*10^{-14}$ - $8.3*10^{-10}$	sonido* *onda no electromagnética	Habla, música
10,000 - 1,000 m	$3*10^{4}$ - $3*10^{5}$	$1.2*10^{-10}$ - $1.2*10^{-9}$	Onda larga	Ondas de radio (clima, radio difusión)
1,000 - 182 m	$3*10^{5}$ - $1.65*10^{6}$	$1.2*10^{-9}$ - $6.8*10^{-9}$	Onda media	Ondas de radio (radio difusión, radio naval)
100 m - 10 m	$3*10^{6}$ - $3*10^{7}$	$1.2*10^{-8}$ - $1.2*10^{-7}$	Onda corta	Ondas de radio (radio difusión, radio aficionado y de vuelos)
10 m - 1 m	$3*10^{7}$ - $3*10^{8}$	$1.2*10^{-7}$ - $1.2*10^{-6}$	Ondas ultra cortas	Ondas de radio (radio difusión, televisión, sistemas de transmisión de policía y radio
1 m - 10 cm	$3*10^{8}$ - $3*10^{9}$	$1.2*10^{-6}$ - $1.2*10^{-5}$	Ondas decímetro	Teléfonos celulares, militares, control de satélites
10 cm - 1 cm	$3*10^{9}$ - $3*10^{10}$	$1.2*10^{-5}$ - $1.2*10^{-4}$	Onda centímetro	radar, maser, hornos microondas
1 mm - 0,78 µm	$3*10^{11}$ - $3.9*10^{14}$	$1.2*10^{-3}$ - 1.6	Luz Infrarroja	Comunicación infrarroja, aplicaciones láser
0,78-0,38 µm	$3.9*10^{14}$ -$7.9*10^{14}$	1.6 - 3.3	Luz Visible	Colores, arco iris
0,38-0,01 µm	$7.9*10^{14}$ - $3*10^{16}$	3.3 - 124	Luz ultravioleta	Quemadas solares
30 nm - 10^{-8} nm	10^{16} - $3*10^{25}$	41 - $1.2*10^{11}$	Rayos X suaves hasta duros	Rayos x para diagnostico y terapia, prueba de materiales, reacciones nucleares
0,4 - 10^{-4} nm	$7.5*10^{17}$ - $3*10^{21}$	$3.1*10^{3}$ - $1.2*10^{7}$	Radiación gamma	Terapia por radiación, prueba de materiales, reacciones nucleares
< 10^{-5} nm	> $3*10^{22}$	> $1.2*10^{8}$	Radiación cósmica secundaria	Creación de partículas

Tabla 1: Espectro electromagnético

2.3 El átomo.

La unidad de masa más pequeña es el átomo. Esta compuesto por un núcleo a centro y uno o más electrones orbitando alrededor del núcleo. El núcleo consiste de protones y neutrones, llamados en conjunto nucleones. Los protones son partículas cargadas positivamente con una masa de 1.00728 amu. Los electrones son partículas sin carga con una masa de 1.00867 amu. Los electrones son partículas con carga negativa con una masa de 0.000549 amu. Los protones y neutrones son aproximadamente 1836 veces mas pesados que los electrones. El numero de electrones es igual al numero de protones, lo que da como resultado un átomo sin carga de un elemento. Las características de estas partículas están descritas en la tabla 5. El tamaño del átomo es aproximadamente 10^{-10} m, a esto se le llama Ángstrom (Å), mientras que el núcleo tiene un tamaño de 10^{-15} metros, a esto se le llama fermi (F).

Partícula	Carga	Masa (amu*)	Masa (Kg)	Masa (MeV**)
Electron	-1	0.000549	0.9108×10^{-30}	0.511
Proton	+1	1.00728	1.6721×10^{-27}	938.78
Neutron	0	1.00867	1.6744×10^{-27}	939.07

*amu = 1 unidad de masa atómica = 1.66×10^{-27} kg = 1/12 de la masa del ^{12}C

** 1 unidad de masa atómica 0 931 MeV.

Tabla 2. Características de las partículas atómicas.

Al describir el núcleo atómico, debemos hablar de las siguientes cantidades.

- **Numero atómico, Z,** que es igual al numero de protones en el núcleo (el numero atómico a veces se denomina numero de carga).
- **Numero de neutrones, N.**
- **Numero de masa, A,** el cual es igual al numero de nucleones (neutrones mas protones) en el núcleo.

La representación simbólica de un elemento, X, es la siguiente.

$$^{A}_{Z}X_{N}$$

Por ejemplo, el sodio tiene 11 protones y 12 neutrones para con un total de 23 nucleones. Su representación simbólica seria la siguiente.

$$^{23}_{11}Na_{12}$$

Aquellos núcleos atómicos que contienen un numero impar de protones o neutrones son normalmente menos estables que aquellos con un numero par de protones o neutrones.

2.4 Nomenclatura nuclear.

Un **núclido** es un átomo con un cierto numero de protones y neutrones dispuestos en cierto orden dentro de núcleo.

Radio núclidos son aquellos núclidos que son inestables y por consiguiente decaen mediante emisión de partículas, radiación electromagnética o fisión espontánea.

Isótopos: son núclidos que tienen el mismo numero atómico, Z, pero diferente numero de masa, A. Los isótopos tienen las mismas características químicas. Por ejemplo: $^{11}_{6}C$, $^{12}_{6}C$, $^{13}_{6}C$

Isotones: son núclidos que tienen el mismo numero de neutrones, N, pero diferente numero de protones, por ejemplo: $^{134}_{55}Cs$, $^{133}_{54}Xe$,y $^{132}_{53}I$; cada uno con 79 neutrones

Isóbaros: son núclidos con el mismo numero de nucleones, esto es, el mismo numero de masa, A, pero con diferente combinación de protones y neutrones. Por ejemplo: ^{82}Y , ^{82}Sr , ^{82}Rb y, todos ellos tienen la misma masa atómica: 82.

Isómeros: son núclidos con el mismo numero de protones y neutrones, pero tienen estados energéticos y spin diferentes. ^{99}Tc y ^{99m}Tc son isómeros del mismo núclido.

Núclidos individuales pueden existir en diferentes estados de energía debido a la excitación. Estos estados de excitación son conocidos como **estados isométricos**, los cuales tienen diferentes periodos de vida que varían desde pico segundos hasta años. Cuando los estados isométricos tienen periodos de vida largos, se les llama **estados metaestables.** Estos estados se denotan con una letra "m" así: ^{99m}Tc . ^{99m}Tc

3. DECAIMIENTO RADIOACTIVO.

Aproximadamente 3000 núclidos han sido descubiertos hasta ahora, y la mayoría de ellos son inestables. Un núclido inestable decae por fisión espontánea, emisión de partículas α, partículas β, emisión de rayos γ o captura de electrón para lograr así alcanzar su estabilidad. La estabilidad de los núclidos esta gobernada por el arreglo estructura y la energía que mantiene unidos los nucleones al núcleo. Un criterio de estabilidad es la proporción de neutrones y protones (N / Z) de un núclido estable; Los radio núclidos decaen hasta alcanzar una proporción N / Z lo más cercana posible a la de los núclidos estables. El decaimiento radioactivo por emisión de partículas o captura de electrones cambia el número atómico del radio núclido, mientras que el decaimiento por emisión de rayos γ no lo cambia.

Los radio núclidos pueden decaer por una o varias combinaciones de seis procesos: fisión espontánea, decaimiento de partículas α, partículas β^-, partículas β^+, captura de electrones y transición isométrica. En cada uno de los procesos de decaimiento, la energía, masa y carga de los radio núclidos debe ser conservada.

3.1 Fisión espontánea.

Es un proceso en el cual un núcleo pesado se divide en dos fragmentos con una proporción 60:40. Este proceso esta acompañado por la emisión de dos o tres neutrones con una energía media de 1.5 MeV y el proceso libera una energía de 200 MeV en su mayoría en forma de calor. La fisión espontánea en un núclido pesado puede ocurrir espontáneamente o bombardeándolo con partículas energéticas. La probabilidad de una fisión espontánea es baja y se incrementa con el numero de masa del núclido pesado. La vida media para la fisión espontánea es de 2 x 1017 años para el 235U y solo 55 días para el 254Cf. Como una alternativa a la fisión espontánea, el núclido pesado puede decaer por emisión de partículas a o emisión de rayos γ.

3.2 Transición isométrica.

Un núcleo puede existir en diferentes estados de energía o excitación referidos a un estado de referencia o estable, el cual es el estado que involucra el arreglo de protones y neutrones con la menor cantidad de energía. Estos estados de excitación son llamados estados isométricos y tienen vidas medias que van desde pico segundos hasta muchos años. Cuando el estado isométrico es de larga vida, se les llama estados metaestables y se denotan por una "m" así: 99mTc. Un núcleo excitado decae a un estado de menor energía cediendo parte de su energía; esa transición es llamada transición isométrica. Pueden ocurrir varias transiciones isométricas desde un estado de excitación hasta que se alcanza el estado estable. Las transiciones isométricas pueden ocurrir de dos formas: como emisión de rayos γ y conversión interna.

3.2.1 *Emisión de rayos γ.*

El modo más común de transición isométrica de un estado de alta energía a uno de baja energía es mediante la emisión de radiación electromagnética, específicamente rayos γ. La energía de rayos γ emitida es la diferencia entre dos estados isométricos. Por ejemplo, un decaimiento de un estado isométrico de 525 keV a otro de 210 keV da como resultado la emisión de 315 keV de rayos γ.

3.2.2 Conversión Interna

Una alternativa a la emisión de rayos γ es el proceso de conversión interna. El núcleo excitado transfiere la energía de excitación a uno de sus electrones orbitales, el cual es expulsado del orbital, debido a que la energía recibida es mayor que su energía orbital. Este electrón es llamado "electrón de conversión" y lleva una energía eléctrica igual a $E_\gamma - E_B$, donde E_γ es la energía de excitación y E_B es la energía de enlace. Cuando un electrón es expulsado, otro electrón de una capa superior llena la vacante dejada por este, y la diferencia de energía entre las capas aparece como rayos x.

3.3 Decaimiento por partículas α.

El decaimiento α ocurre principalmente en núclidos pesados tales como uranio, radón, plutonio y otros. El berilio – 8 es el núclido más ligero que decae por emisión de partículas α. Las partículas α son básicamente iones de helio con dos protones y dos neutrones en el núcleo y dos electrones removidos. Después del decaimiento α, el numero atómico del núcleo es reducido en 2 y el numero de masa en 4, así:

$$^{222}_{864}Rn \rightarrow ^{218}_{84}Po + \alpha$$

Todas las partículas α de un radio núclido tienen niveles de energía que corresponden al decaimiento del nivel inicial al nivel del producto de la reacción. La energía de estas partículas es, por supuesto, igual a la diferencia de energía entre los dos estados y tiene rangos de 1 a 10 Mev. Las partículas α de alta energía normalmente se originan a partir de radio núclidos de vida corta y viceversa. El rango de estas partículas es muy corto, aproximadamente 0.03 mm de tejido humano; pueden ser detenidas por una hoja de papel, unos cuantos centímetros de aire y guantes de látex.

3.4 Decaimiento β.

Cuando un núcleo es rico en neutrones (la razón N / Z es mayor comparada con la del núcleo estable), decae por emisión de partículas β^- y un antineutrino. Un antineutrino ($\bar{\nu}$) es una entidad casi sin masa y sin carga y se necesita principalmente para conservar la energía durante el decaimiento. En el decaimiento β^-, un neutrón decae esencialmente en un protón y una partícula $^-\beta$; por ejemplo:

$$n \rightarrow p + \beta^- + \bar{\nu}$$

La diferencia de energía entre el núclido "padre" y el "hijo" es llamada "transición o energía de transición", denotada por E_{max}. La energía promedio de la partícula β^- es alrededor de un tercio de la E_{max}. Esta observación indica que estas partículas a menudo llevan solo parte de la energía de transición, y aparentemente la energía no se conserva. Para satisfacer la ley de conservación de la energía, se

postulo la existencia del antineutrino, el cual lleva la otra parte de E_{max}. La existencia de los antineutrinos ha sido probada experimentalmente. El decaimiento β^- pude ser seguido de emisión de rayos γ, si el núclido hijo permanece en un estado de excitación. Después del decaimiento, el numero atómico del núclido hijo es 1 mas que el núclido padre, sin embargo, el numero de masa permanece igual en ambos:

$$^{131}_{53}I \rightarrow ^{131}_{54}Xe + \beta^- + \bar{\nu}$$

3.5 Decaimiento de positrones β^+.

Cuando un radio núclido es rico en protones (la razón N / Z es menor que la del núcleo estable) puede decaer por emisión de partículas β^+ y un neutrino (ν), el cual es el ente opuesto al antineutrino. La emisión de positrones sucede solo cuando la diferencia de energía (energía de transición) entre el núclido padre e hijo es mayor que 1.02 MeV. En este decaimiento, esencialmente un protón es convertido en un neutrón mas un positrón, decrementando así, el numero atómico del núclido hijo en 1:

$$p \rightarrow n + \beta^+ + \nu$$

El requerimiento de 1.02 MeV para el decaimiento β^+ proviene de hecho que se suma la masa de un electrón mas la de un protón para producir un neutrón y se crea un positrón. Debido a que la masa de cada electrón o positrón es igual a 0.511 MeV, la suma de ambos es igual a 1.02 MeV, lo necesario para que ocurra el decaimiento β^+. Algunos ejemplos son.

$$^{18}_{9}F \rightarrow ^{18}_{8}O + \beta^+ + \nu$$

$$^{68}_{31}Ga \rightarrow ^{68}_{30}Zn + \beta^+ + \nu$$

La partícula β^+ pierde su energía al pasar la materia. Cuando pierde casi toda su energía, se combina con un electrón en el medio y se aniquila, originando dos fotones de 511 keV emitidos en direcciones opuestas. Estos fotones son llamados radiación de aniquilación.

3.6 Captura de electrón.

Cuando un núcleo tiene un cociente **N / Z** menor que el núcleo estable, puede ocurrir un decaimiento llamado captura de electrón, como alternativa al decaimiento por partículas β^+. En este decaimiento, un electrón es capturado por un protón en el núcleo para formar un neutrón y un neutrino, así:

$$p + e^- \rightarrow n + \nu$$

En este proceso, el numero atómico de núclido hijo es menor en 1. El proceso de captura de electrón ocurre usualmente en núclidos que tienen una energía menor a 1.02 MeV. En núclidos con energías mayores a 1.02 MeV puede ocurrir tanto captura de electrón como decaimiento β^+. Algunos ejemplos son.

$$^{111}_{49}I + e^- \rightarrow ^{111}_{48}Cd + \nu$$
$$^{67}_{31}Ga + e^+ \rightarrow ^{67}_{30}Zn + \nu$$

4. CINÉTICA DEL DECAIMIENTO RADIOACTIVO.

Como se menciono anteriormente, los radio núclidos son inestable y decaen por fisión espontánea, emisión de partículas α, β^-, β^+, captura de electrón o transición isométrica. El decaimiento radioactivo es un proceso aleatorio, es decir, no se puede decir que átomo de un grupo de ellos decae en un intervalo de tiempo especifico. Por ello, solo se puede hablar de un numero promedio de desintegraciones por periodo de tiempo. Esto da como resultado la razón de desintegración de un radio núclido en particular.

El numero de desintegraciones por unidad de tiempo de un radio núclido (razón de desintegración), **-dN / dt**, es proporcional al numero total de átomos radioactivos presentes en ese momento. Matemáticamente:

$$-dN/dt = \lambda N \qquad \text{ecuación 3}$$

donde **N** es el numero de átomos radioactivos presente y λ es la constante de decaimiento, la cual se define como la probabilidad de desintegración por unidad de tiempo para un átomo radioactivo.

La razón de desintegración (-dN / dt) es llamada radioactividad o simplemente actividad del radio núclido y se denota por "A". Sustituyendo "A" en la ecuación anterior se tiene:

$$A = \lambda N \qquad \text{ecuación 4}$$

A partir del conocimiento de la constante de decaimiento y la radioactividad de un radio núclido, se puede calcular el numero total de átomos o la masa total del radio núclido presente (utilizando el numero de Abogadro: 1 mol = 6.02 x 10^{23} átomos)

Si resolvemos la ecuación 3 mediante integración, tenemos.

$$N_t = N_0 e^{-\lambda t} \qquad \text{ecuación 5}$$

donde N_0 y N_t son los números de átomos presentes en t = 0 y t respectivamente. La ecuación 5 representa el decaimiento exponencial de cualquier radio núclido. En términos de radioactividad tenemos:

$$A_t = A_0 e^{-\lambda t} \qquad \text{ecuación 6}$$

Una representación grafica de la ecuación 6 se presenta en la siguiente figura:

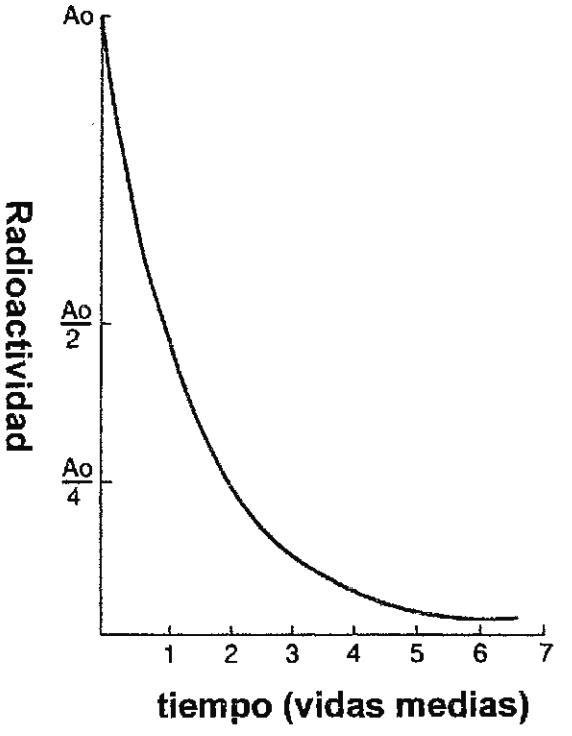


Figura 1 . Curva de radioactividad.

4.1 Vida Media

Cada radio núclido se caracteriza por tener una vida media, la cual se define como el tiempo requerido para reducir su actividad inicial a la mitad. Se denota por $t_{1/2}$ y es única para cada radio núclido. Se relaciona con la constante de decaimiento como sigue:

$$\lambda = \frac{0.693}{t_{1/2}} \qquad \text{ecuación 7}$$

A partir de la definición de vida media, se entiende que A_0 se reduce a A_0 / 2 en una vida media; a A_0 / 4 en dos vidas medias, etc. En un decaimiento de n vidas medias, se reduce a A_0 / 2^n. Por lo tanto la radiactividad A_t en un tiempo t puede ser calculada de la siguiente manera.

$$A_t = \frac{A_0}{2^n} = \frac{A_0}{2^{(t/t_{1/2})}} = A_0 (0.5)^{t/t_{1/2}} \qquad \text{ecuación 8}$$

donde t es tiempo de decaimiento. Por ejemplo, una muestra radioactiva con $t_{1/2}$=3.2 días, decayendo a una razón de 10,000 desintegraciones por minuto; después de 7 días de decaimiento tendría una actividad de 10,000 / $2^{(7\ /\ 3.2)}$ = 2178 desintegraciones por minuto.

4.2 Vida promedio.

Otra cantidad relevante de un radio núclido es la vida promedio, la cual es el tiempo de vida promedio de un grupo de radio núclidos. Se denota por τ y se relaciona con la constante de decaimiento λ y la vida media $t_{1/2}$ como sigue:

$$\tau = 1/\lambda$$
$$\tau = t_{1/2} / 0.693 = 1.44 t_{1/2}$$

En una mean life, la actividad de un radio núclido se reduce al 37% de su valor inicial.

4.3 Vida Media Efectiva

Como se menciono anteriormente, un radio núclido decae exponencialmente con una vida media definida, llamada también "vida media física" (T_p o $t_{(1/2)}$), y es independiente de las sus condiciones físico químicas. Análogo al decaimiento

físico, los radio fármacos administrados a las personas desaparecen exponencialmente del sistema biológico a través de las heces fecales, orina, transpiración y otras rutas. Depuse de una administración in vivo cada radio fármaco tiene una "vida media biológica" (T_b), la cual se define como el tiempo necesario para que la mitad del radio fármaco desaparezca del sistema biológico. La constante de decaimiento de la vida media biológica se define como $\lambda_b = 0.693 / T_b$.

En cualquier sistema biológico, la perdida de un radio fármaco se debe tanto al decaimiento físico del radio núclido como a la eliminación biológica del radio fármaco. La razón total o efectiva (λ_e) de la perdida de radio actividad depende de λ_p y λ_b así:

$$\lambda_e = \lambda_p + \lambda_b$$

sustituyendo $\lambda = 0.693 / T$:

$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_p} + \frac{1}{T_b}$$

4.4 Unidades de Radio Actividad.

La unidad de la radio actividad es el Curie, y se define como:

1 curie (Ci) = 3.7×10^{10} desintegraciones por segundo (dps)

= 2.22×10^{12} desintegraciones por minuto (dpm)

1 milicurie (mCi) = 3.7×10^{7} dps

1 microcurie (μCi) = 3.7×10^{9} dps

La unidad de radiación del sistema internacional es el becquerel (Bq), definido como 1 dps, así:

1 becquerel (Bq) = 1 dps 0 2.7×10^{-11} Ci

1 kilobecquerel (kBq) = 10^{3} dps = 2.7×10^{-8} Ci

1 Ci = 3.7×10^{10} Bq = 37 GBq

5. PRODUCCIÓN DE RADIO NÚCLIDOS.

Se conocen alrededor de 3000 radio núclidos, de los cuales aproximadamente 2700 son radio activos, el resto son estables. La mayoría de radio núclidos son producidos artificialmente por un ciclotrón o un reactor. Algunos radio núclidos de vida corta pueden ser generados a partir de "generadores de radio núclidos". Lo siguiente es una breve descripción de los tipos de generadores.

5.1 Radio núclidos producidos en Ciclotrones.

En un ciclotrón, figura 2, partículas cargadas como protones, deutrones, partículas α, partículas ^{3}He y otras son aceleradas en trayectorias circulares adentro de electrodos semicirculares en un vacío mediante un campo magnético. Estas partículas aceleradas pueden tener una energía cinética desde unos cuantos kiloelectrón voltios (keV) hasta varios billones de electrón voltios (TeV), dependiendo del diseño del ciclotrón. Debido a que las partículas cargadas se mueven en trayectorias circulares adentro de un campo magnético, cuanto mayor es el radio de la trayectoria mayor será la energía cinética de la partícula. Las partículas cargadas son deflectadas afuera del ciclotrón por un deflector a través de una ventana para formar un haz de partículas.

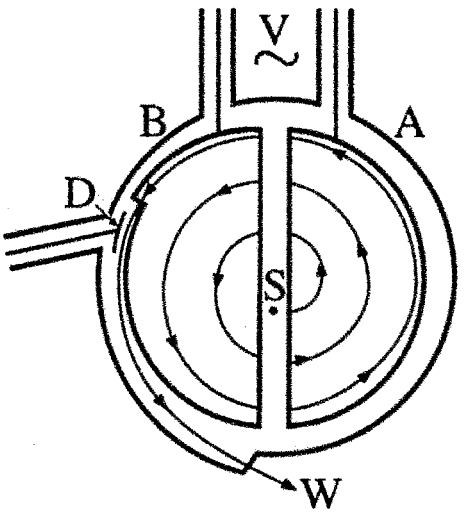


Figura 2. Esquema de un ciclotrón. A y B electrodos semicirculares con vacío; D: deflector; S: fuente de iones; V: voltaje alterno; W: ventana

Cuando blancos de elementos estables son irradiados colocándolos en la trayectoria del haz de partículas aceleradas o adentro del ciclotrón en un radio determinado, las partículas aceleradas interaccionan con los núcleos de los elementos estables y se lleva a cabo una reacción nuclear. En esta reacción, la partícula incidente puede dejar el núcleo después de la interacción con un nucleón, dejando parte de su energía en el, o puede ser completamente absorbido por el núcleo, dependiendo de la energía de la partícula incidente. En cualquier caso, se forma un núcleo activo y esta energía es liberada por emisión de nucleones (protones y neutrones). La emisión de partículas es seguida de emisión de rayos γ.

Dependiendo de la energía depositada por la partícula incidente, el elemento blanco emite diversos nucleones aleatoriamente, originando diferentes núclidos. Al incrementar la energía de la partícula acelerada, se emiten mayor numero de nucleones y por lo tanto se produce una variedad más grande de núclidos.

Los ciclotrones médicos son compactos y producen radio núclidos de vida corta, particularmente los utilizados en tomografía por emisión de positrones. Los sistemas disponibles comercialmente utilizan protones, deutrones y partículas α de baja y media energía.

Un ejemplo de un radio núclido típico producido en un ciclotrón es ^{111}In. Este es producido irradiando ^{111}Cd con protones de 12 MeV. La reacción nuclear se escribe de la siguiente forma:

$$^{111}\text{Cd (p,n) } ^{111}\text{In}$$

donde ^{111}Cd es el elemento blanco, el protón "p" es la particular acelerada, el neutrón "n" es la particular emitida e ^{111}In es el radio núclido producido. En este caso, un segundo nucleón puede no ser emitido debido a que puede no haber suficiente energía después de la emisión de primer neutrón. La energía de excitación que no es suficiente para emitir mas nucleones será disipada mediante emisión de rayos γ.

Los radio núclidos producidos con números atómicos diferentes a los isótopos de los elementos blancos no contienen ningún isótopo estable. Tales preparaciones son llamadas "carrier free".

El material que sirve de blanco debe ser puro y preferiblemente hecho de un solo isótopo o al menos enriquecido con un solo isótopo para evitar la producción de otro tipo de radio núclidos. Un elemento blanco puede producir varios isótopos de diferentes elementos, por ellos es necesario aislar los isótopos de cada uno. Esto se puede llevar a cabo mediante métodos químicos tales como extracción con solvente, precipitación, intercambio de iones y destilación.

Los radio núclidos producidos en ciclotrones son usualmente deficientes de neutrones y por eso decaen por emisión de partículas β^- o captura de electrones.

5.2 Radio núclidos producidos en Reactores.

Varios radio núclidos son producidos en reactores nucleares. Un reactor nuclear esta construido con varillas combustibles hechas de materiales fisionables enriquecidos tales como ^{235}U y ^{239}Pu. Estos núcleos combustibles sufren fisión espontánea con una probabilidad extremadamente baja. La fisión esta definida como la división de un núcleo pesado en dos fragmentos de masa aproximadamente igual, acompañada por la emisión de dos o tres neutrones con energías medias de 1.5 MeV. En cada fisión, se liberan aproximadamente 200 MeV en forma de calor que se utilizan para producir electricidad.

Los neutrones emitidos en cada fisión pueden causar fisiones adicionales en los núcleos de las otras varillas combustibles; esto obviamente iniciaría una reacción en cadena peligrosa para el reactor. Esta reacción en cadena debe ser controlada mediante el tamaño, forma y masa apropiadas del material combustible y otras técnicas de ingeniería. Para controlar esta reacción en cadena, el exceso de neutrones es removido posicionando varillas de cadmio en el núcleo del combustible (el cadmio tiene una alta probabilidad de absorber neutrones).

Las varillas combustibles de material fisionable son colocadas en el núcleo del reactor con espacios entre ellas. Los neutrones emitidos con una vida media de 1.5 MeV de la superficie de las varillas tienen una baja probabilidad de interaccionar con otros núcleos haciéndolos poco útiles. Se ha encontrado sin embargo, que los neutrones con energía térmica (0.025 eV) interactúan con muchos núcleos para producir radio núclidos. Para hacer los neutrones de alta

energía mas útiles, se baja su nivel de energía mediante la interacción con materiales de bajo peso molecular, como el agua, agua pesada, berilio y grafito; los cuales son distribuidos en los espacios entre las varillas combustibles. Estos materiales son llamados moderadores. El flujo de estos electrones térmicos es en el rango de 10^{11} a 10^{14} neutrones / (cm^2 . sec) y son muy importantes en la producción de muchos radio núclidos.

Cuando un elemento blanco es insertado en el núcleo del reactor, los neutrones térmicos interaccionan con los núcleos del blanco produciendo otro núclido.

En un reactor, existen dos tipos principales de interacción con neutrones térmicos que producen varios radio núclidos útiles: fisión de elementos pesados y captura de neutrones.

5.2.1 Fisión o reacción (n, f).

Cuando un blanco de un elemento pesado es insertado en el núcleo de un reactor, los núcleos pesados absorben los neutrones térmicos y sufren fisión. Entre los elementos pesados fisionables tenemos ^{235}U, ^{239}Pu, ^{237}Np, ^{233}U, ^{232}Th, y otros de número atómico mayor a 90. Los núclidos producidos por fisión tienen un número atómico entre 28 y 65. Estos isótopos de diferentes elementos son separados mediante procesos químicos que involucran precipitación, extracción con solvente, intercambio de iones, cromatografía y destilación.

Muchos radio núclidos útiles clínicamente como el ^{131}I, ^{99}Mo, ^{133}Xe y ^{137}Cs son producidos por fisión. A continuación se presenta un ejemplo de la fisión del ^{235}U y algunos de los radio núclidos producidos:

$$^{235}_{92}U + ^{1}_{0}n \rightarrow ^{236}_{92}U \rightarrow ^{131}_{53}I + ^{102}_{39}Y + 3\,^{1}_{0}n$$

$$\rightarrow ^{99}_{42}Mo + ^{135}_{50}Sn + 2\,^{1}_{0}n$$

$$\rightarrow ^{133}_{54}Xe + ^{101}_{38}Sr + 2\,^{1}_{0}n$$

$$\rightarrow ^{137}_{55}Cs + ^{97}_{37}Rb + 2\,^{1}_{0}n$$

5.2.2 Captura de neutrón o Reacción (n, γ).

En una reacción de captura de electrón, el núcleo del elemento blanco captura un electrón térmico y emite rayos γ para producir un isótopo del mismo elemento.

Debido a que el elemento blanco y el núclido producido son del mismo elemento no es necesaria una separación química, a menos que se generen otros radio isótopos por las impurezas del elemento blanco. Algunos radio núclidos útiles clínicamente producidos por esta reacción son: ^{131}Te (el cual produce ^{131}I por decaimiento de partículas β^- con una vida media de 25 min), ^{99}Mo, ^{197}Hg, ^{59}Fe, ^{51}Cr y otros. Estos radio núclidos son a menudo ricos en neutrones y por ello decaen por emisión β^-. Algunos ejemplo de reacciones por captura de neutrones son:

$$^{98}Mo(n,\gamma)^{99}Mo$$
$$^{196}Hg(n,\gamma)^{197}Hg$$
$$^{50}Cr(n,\gamma)^{51}Cr$$

5.3 Generadores de radio núclidos.

Los generadores de radio núclidos proveen una fuente conveniente de radio núclidos de vida corta muy útiles clínicamente. Los requerimientos básicos para un generador son que el radio núclido "padre" tenga una vida media más larga que el "hijo", y el hijo puede ser fácilmente separado del padre. En un generador, un radio núclido "padre" de vida larga se hace decaer un su radio núclido "hijo" de vida corta, y este ultimo es químicamente separado.

Este generador consiste en una columna de vidrio o plástico con un filtro en la parte baja. La columna se llena con material absorbente como resina de intercambio de cationes o aniones, alúmina y zirconia, en la cual el radio núclido padre es absorbido. El radio núclido hijo se produce como resultado del decaimiento del padre hasta que se alcanza un equilibrio después de varias vidas medias del hijo, después de las cuales el hijo comienza a decaer con la misma vida media del padre. Debido a que hay diferencias en las propiedades químicas, la actividad química del hijo es extraída con un solvente apropiado, dejando al padre en la columna. Después de la extracción, la actividad del hijo vuelve a producirse, hasta alcanzarse el equilibrio. La extracción puede hacerse repetidamente. Un esquema típico de un generador se muestra en la siguiente figura.

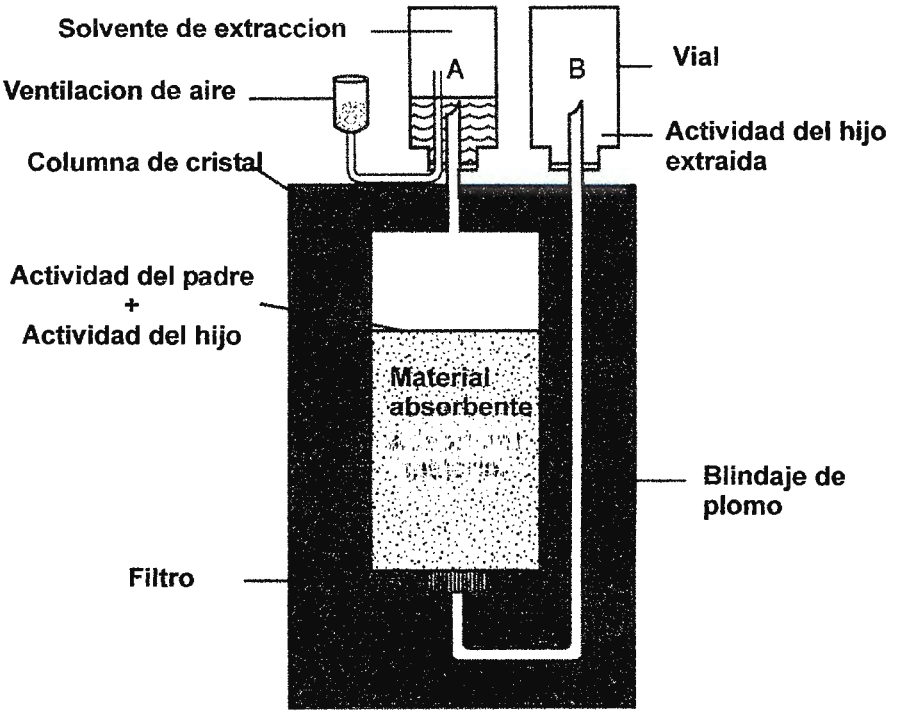


Figura 3. Generador de radio núclidos típico. El vacío en el vial B, extrae la solución del vial A a través del material absorbente y el "hijo" es recolectado en el vial B

El vial que contiene el solvente es colocado sobre la aguja A, y otro vial es colocado sobre la aguja B. El vacío en el vial B provoca que el solvente pase a través de la columna y extraiga el radio núclido hijo, dejando al padre en la columna.

Un generador de radio núclidos debe ser estéril. Puede ser esterilizado colocando la columna en autoclave o preparándolo a partir de materiales estériles en un ambiente aséptico. La extracción del generador debe ser hecha en condiciones estériles.

6. INTERACCION DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA.

Toda radiación electromagnética puede interactuar con los átomos de un absorbedor durante su paso a través de él, produciendo ionización y excitación de los átomos del absorbedor. Estas radiaciones son llamadas "radiaciones

ionizantes". Sin embargo los mecanismos de interacción varían, y son discutidos a continuación.

6.1 Interacción de partículas cargadas con la materia.

Las partículas cargadas, tales como partículas α, protones, deutrones y partículas β (electrones), interactúan con los átomos de absorbedor. La interacción ocurre principalmente con los electrones orbitales y rara vez con el núcleo. Durante la interacción, puede ocurrir ionización, excitación y ruptura de la molécula.

Durante la excitación, la partícula cargada transfiere toda o parte de su energía a los electrones orbitales, llevándolos a niveles de energía mayores. Durante la ionización, la energía transferida puede ser suficiente para romper la energía de enlace de los electrones, expulsándolos del átomo. Los electrones expulsados son llamados "electrones primarios" los cuales pueden tener suficiente energía cinética para producir excitación adicional en el absorbedor. Los electrones secundarios de alta energía generados a partir de ionizaciones secundarias son llamados "rayos delta (δ)". El proceso de excitación y ionización continuara asta que la partícula incidente y todos los electrones alcancen el reposo. Ambos procesos pueden romper los enlaces químicos de las moléculas del absorbedor, formando varios compuestos químicos.

En la ionización, una energía promedio de "W" x keV se requiere para producir un par de iones en el absorbedor y esta varia de acuerdo al absorbedor. El valor de "W" es alrededor de 35 eV en aire y menor en el oxigeno y xenón; para la mayoría de los gases varia entre 25 – 45 eV. El proceso de ionización, el cual es la formación de pares iónicos, es frecuentemente usado para la detección de partículas cargadas en cámaras de ionización y contadores Geiger – Müller.

Existen tres cantidades asociadas al paso de partículas cargadas a través de la materia: Ionización especifica, transferencia lineal de energía y rango.

6.1.1 Ionización Específica (SI).

Es el numero total de pares iónicos producidos por unidad de longitud en la trayectoria del haz de radiación incidente. Los valores de SI de las partículas α son ligeramente mayores que los de los protones y deutrones.

La ionización específica se incrementa con el decremento de la energía de la partícula porque se incrementa al probabilidad de interacción a bajas energías. Por ellos, al final de su viaje, la partícula cargadas muestra un incremento agudo en la ionización.

6.1.2 Transferencia lineal de energía (LET).

La transferencia lineal de energía es la suma de la energía depositada por unidad de longitud en la trayectoria del haz de radiación, así:

$$LET = SI \times W$$

La transferencia lineal de energía es expresada en unidades de keV / μm y es muy útil en conceptos de protección radiológica. Radiaciones electromagnéticas y partículas β interactúan con la materia, perdiendo poca energía por interacción y por ellos tienen baja LET.

En contraste, partículas pesadas (partículas α, neutrones y protones) pierden energía rápidamente, produciendo muchas ionizaciones en una distancia corta, y por ello tienen una alta LET.

En la tabla 3 se presentan la comparación de ciertos valores LET.

Radiación	LET (keV / μm)
3 MV rayos X	0.5
250 KV rayos X	3.0
5 MeV partículas α	100.0
1 MeV electrones	0.25
14 MeV neutrones	20.0

Tabla 3: Valores LET para varias radiaciones en tejido.

6.1.3 Rango (R).

El rango (R) de una partícula cargada en un absorbedor es la distancia en línea recta recorrida por la partícula. El rango de una partícula depende de la masa, carga y energía cinética de la partícula, además de la densidad del absorbedor. Las partículas mas pesadas y con mayor energía tienen rangos más cortos que las ligeras y con menor energía.

Una partícula de 10 MeV tendrá un rango mas largo que una de 1 MeV. El rango de la partícula depende de la densidad del absorbedor; entre más denso el absorbedor, mas corto es el rango. Las unidades del rango están dadas en mg / cm^2 del absorbedor.

Dependiendo del tipo de partícula cargada, la trayectoria puede ser unidireccional a lo largo de la dirección de movimiento o tortuosa. Debido a que las partículas α pierden únicamente una pequeña fracción de su energía en una colisión con un electrón, ya que poseen una mayor masa, su trayectoria es casi una línea recta (Figura 4.a). En contraste, las partículas β o electrones interactúan con los electrones de los orbitales externos de igual masa, y son deflectados considerablemente. Esto produce una trayectoria tortuosa de estas partículas (Figura 4.b). En esta situación el rango verdadero es menor que la trayectoria total recorrida por la partícula.

6.1.4 Bremsstrahlung.

Cuando una partícula cargada, particularmente electrones, pasan a través de la materia y se acercan al núcleo del átomo, pierden energía como resultado de la desaceleración provocada por el núcleo. La perdida de energía aparece como rayos X y es llamada "bremsstrahlung". Esta radiación es comúnmente usada en procedimientos radiográficos y es generada por el impacto de un haz de electrones en un blanco de tungsteno (principio de los tubos de rayos X).

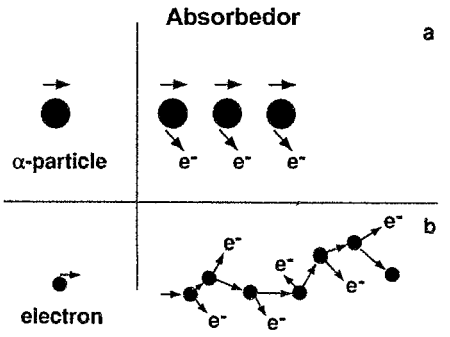


Figura 4. Concepto de la trayectoria de las partículas α y electrones a través de un absorbedor.

6.1.5 Aniquilación.

Cuando una partícula β^+ pasa a través de un absorbedor, pierde su energía médiate la interacción con los electrones orbitales del átomo. Cuando la partícula β^+ casi alcanza el reposo después de perder su energía, se combina con un electrón orbital del absorbedor y produce dos radiaciones de aniquilación de 511 keV que son emitidas en direcciones opuestas. Estas radiaciones de aniquilación son la base de la Tomografía por Emisión de Positrones.

6.2 Interacción de la radiación γ con la materia.

6.2.1 Mecanismo de interacción de la radiación γ.

Cuando los rayos γ pasan a través de la materia, pierden energía por la interacción con los electrones orbitales de los núcleos del absorbedor. Los rayos γ pueden perder toda su energía, o parte de ella, en una sola interacción. La ionización especifica de los rayos γ es 1 / 10 a 1 / 100 de la causada por un electrón con la misma energía. Los rayos γ viajan una gran distancia en el absorbedor antes de perder toda su energía. Por ello se les conoce como "radiaciones penetrantes". La energía perdida promedio por par de iones producidos por los fotones es la misma que para los electrones, 35 keV en el aire.

Los rayos γ interactúan con los átomos del absorbedor de diversas maneras, las cuales se describen a continuación.

6.2.1.1 Efecto fotoeléctrico.

En el efecto fotoeléctrico, la radiación γ incidente transfiere toda su energía a un electrón orbital del absorbedor, llamado fotoelectrón, y lo expulsa con una energía cinética igual a E_γ - E_B (figura 5), donde E_γ y E_B son la energía del rayo γ y la energía de enlace del electrón respectivamente. El fotoelectrón pierde toda su energía por ionización y excitación dentro del absorbedor.

El espacio vacío creado por la expulsión de un electrón orbital es llenado por un electrón desde un estado energético superior. Esto es seguido por la emisión de rayos X.

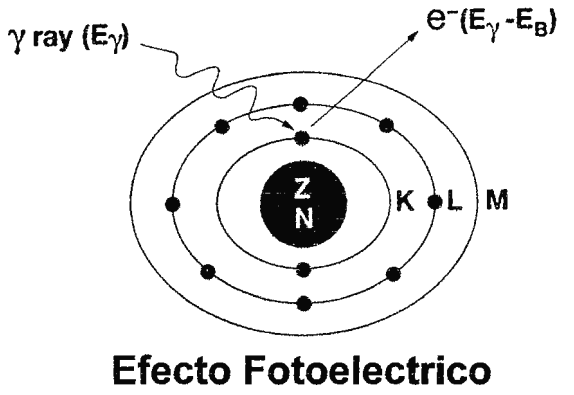


Figura 5. Efecto fotoeléctrico. Un haz de rayos γ transfiere toda su energía a un electrón orbital y este es expulsado.

6.2.1.2 Dispersión Compton.

En la dispersión compton, el fotón de rayos γ transfiere solo parte de su energía a un electrón orbital del absorbedor, y el electrón es expulsado. El fotón, con su energía reducida, es deflectado de su dirección original (Figura 6). El fotón dispersado, con menor energía, puede sufrir efecto fotoeléctrico o interacción Compton. El electrón Compton puede causar ionización o excitación.

La dispersión Compton es casi independiente del numero atómico Z y la densidad del absorbedor. La dispersión Compton contribuye principalmente en el rango de energías de 0.1 a 10 MeV, dependiendo del tipo de absorbedor.

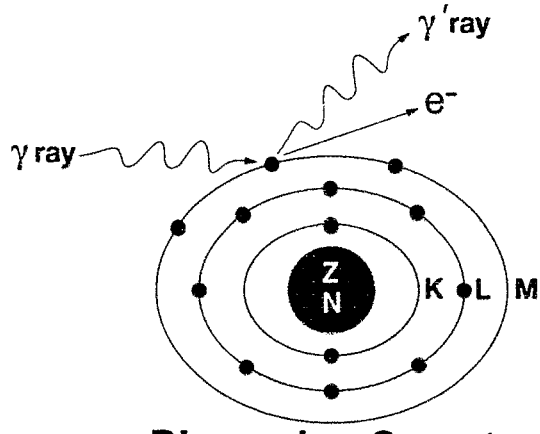


Figura 6. Dispersión Compton. Un haz de rayos γ interactúa con un electrón orbital. Solo parte de la energía del haz se transfiere al electrón. El electrón dispersado puede sufrir efecto fotoeléctrico o dispersión compton.

6.2.1.3 Producción de pares.

Cuando la energía del fotón de rayos γ es mayor que 1.02 MeV, el fotón puede interactuar con el núcleo del átomo del absorbedor y se producen un electrón positivo y uno negativo a expensas del fotón (figura 7). La energía en exceso de 1.02 MeV aparece como la energía cinética de las dos partículas. Este proceso es lo que se llama producción de pares. Varia casi linealmente con Z^2 y se incrementa lentamente con la energía del fotón. Los electrones positivos creados por producción de pares son aniquilados para producir dos fotones de 0.511 MeV idénticos a los producidos por positrones en decaimiento radioactivo.

La relativa importancia de las interacciones del efecto fotoeléctrico, dispersión compton y producción de pares con absorbedores de distinto numero atómico se muestra en la figura 8, como función de la energía de los fotones incidentes. Como puede verse, la dispersión compton es la interacción predominante en los tejidos del cuerpo ($Z \approx 20$) para fotones de 0.15 a 1.0 MeV; mientras que para materiales con alto numero atómico Z, el efecto fotoeléctrico es el modo de interacción principal.

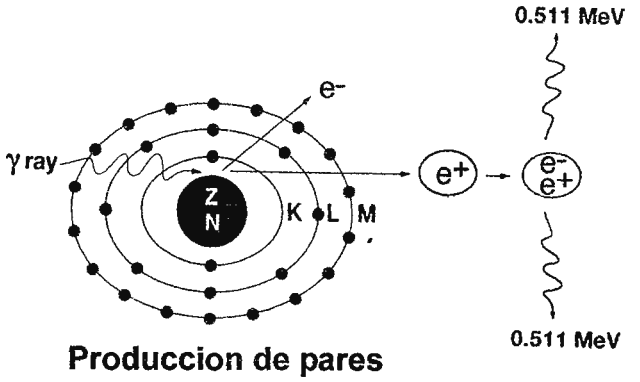


Figura 7. Producción de pares. Un haz de rayos γ interactúa con el núcleo produciendo un electrón positivo y uno negativo.

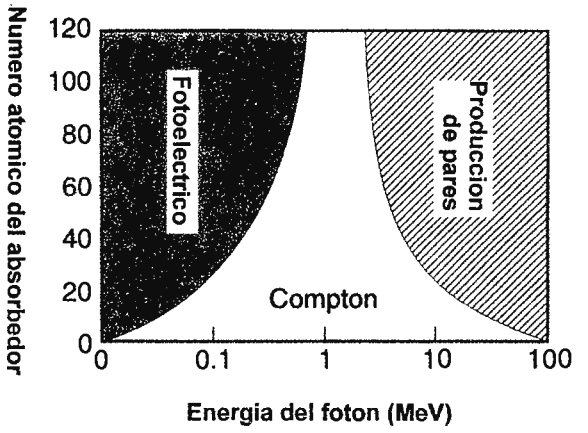


Figura 8. Relativa contribución del efecto fotoeléctrico, dispersión compton y producción de pares como función de la energía del fotón en absorbedores de distinto numero atómico Z

6.2.1.4 Fotodesintegración.

Cuando la energía del fotón de rayos γ es muy alta (> 10 MeV), el fotón puede interactuar con el núcleo del átomo del absorbedor y transferirle suficiente energía que uno o más nucleones son emitidos. Este proceso es llamado "reacción de foto desintegración" o "reacción foto nuclear" y produce nuevos núclidos.

TERCERA PARTE:
PRINCIPIOS FISICOS E INSTRUMENTACION DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA Y MEDICINA NUCLEAR

7. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.- UNA MODALIDAD DIGITAL

Para entender la tomografía computarizada, tenemos que visualizar el cuerpo humano como construido por un numero finito de cortes discretos y elementos de volumen. Cada registro o "scan" tiene por objeto determinar la composición de una sección transversal. Este corte o sección puede ser imaginado como compuesto por una serie de elementos discretos de volumen cúbico (Figura 9.)

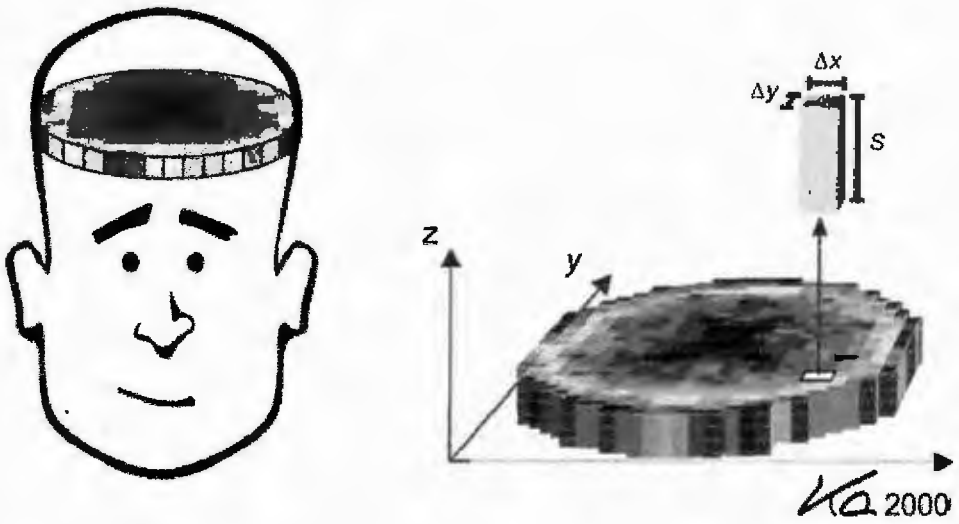


Figura 9. Tomografía computarizada. Percepción de cortes.

El valor asignado a cada elemento de volumen es presentado como un punto en la imagen de la matriz digital. Para elementos de volumen, se utiliza el termino "voxel"[1] y para puntos en imágenes se utiliza en termino "píxel"[2].

En un principio, una imagen de un corte puede ser generada en una orientación arbitraria. En Tomografía Computarizada, sin embargo, se adquiere directamente en el plano transversal, el cual llamaremos plano x/y. El eje Z, orientado perpendicular al plano de la imagen, es por lo tanto alineado a lo largo del eje de rotación del sistema y por consiguiente paralelo a eje longitudinal del cuerpo. Las secciones sagitales corresponden al plano y/z y las secciones coronales al plano x/z.

---

[1] Volumen Element por sus siglas en ingles.
[2] Picture Element Por sus siglas en ingles.

La distancia entre los bordes de un voxel en este sistema de coordenadas esta determinada por el tamaño del píxel, como resultado del tamaño de la matriz seleccionada y el campo de visión (FOV)[3] y el espesor del corte. Las imágenes obtenidas con las primeras técnicas tomográficas eran reconstrucciones hechas con matrices de 80 x 80, como resultado se obtenía una imagen de apariencia tosca, similar a un tablero de ajedrez. Las reconstrucciones multiplanares en planos perpendiculares al plano de adquisición también exhiben una apariencia tosca dependiendo del grosor del corte. Estas limitaciones en la calidad de imagen no son resultado de la naturaleza del objeto sino las técnicas usadas.

Hoy en día, los tamaños de las matrices han alcanzado valores que difícilmente permiten diferenciación entre píxel. Únicamente para reconstrucciones en tres dimensiones podemos todavía observar un poco el efecto de tablero de ajedrez.

8 PRINCIPIOS BÁSICOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

En términos generales, Tomografía computarizada es un procedimiento diagnostico especial que utiliza un arreglo especial de equipo de rayos X para generar una imagen del interior del cuerpo humano. Mediante una computadora se calcula la imagen realizando operaciones matemáticas repetitivas con las intensidades de radiación medidas perpendicularmente al eje del paciente. Las imágenes reconstruidas son también perpendiculares al eje del paciente; es posible además, la reconstrucción en diferentes planos.

Los componentes más importantes de un equipo de Tomografía Computarizada y su operación se muestran en la figura 10. Para generar una imagen de un corte del cuerpo es necesario determinar la atenuación de la radiación que lo atraviesa desde distintas direcciones mediante un sistema de medición compuesto por el generador de Rayos X y un arreglo de detectores.

La forma más simple de este sistema, utiliza un haz de Rayos X del grosor de un lápiz que atraviesa la región del corte para medir la atenuación. En primer lugar, la atenuación es determinada moviendo el sistema de medición perpendicular al haz de radiación y paralelo al plano del corte a través de toda el objeto. Al mismo

[3] Field of View

tiempo, la intensidad de radiación en el detector es registrada en un numero predeterminado de intervalos. Así se obtiene un primer conjunto de valores que corresponden una sección lateral del corte y es llamada proyección. En contraste con la tecnología de Rayos X convencional, es necesario obtener un gran numero de estas proyecciones para generar una imagen.

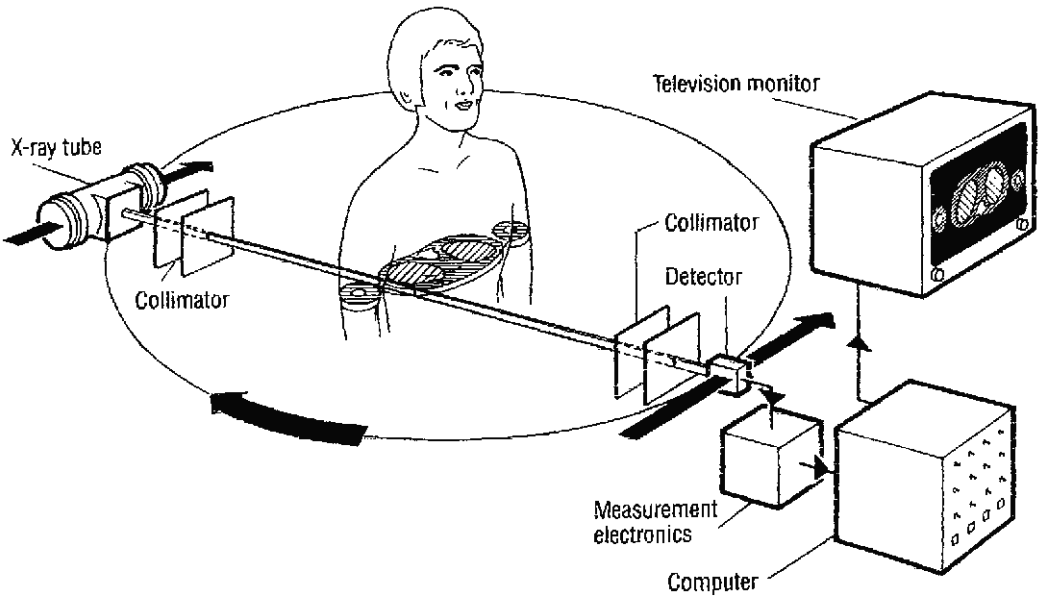


Figura 10. La representación más simple para medir la atenuación de rayos X a través del cuerpo humano.

Estas proyecciones son obtenidas rotando el sistema de medición en pasos de 1° alrededor del eje perpendicular al plano del corte después de adquirida una proyección y comenzando inmediatamente otro proceso de adquisición, hasta que el sistema ha barrido un ángulo de al menos 180°. Durante este proceso, los valores obtenidos son codificados y transferidos a una computadora. Con la tecnología actual cada imagen requiere varias de proyecciones y cada proyección varios cientos de datos, así, en total se utilizan cerca de 100,000 a 1,000,000 de valores para generar una imagen.

La computadora calcula a partir de estos datos una distribución bidimensional de atenuaciones que corresponden una imagen del corte del objeto, donde las áreas

con alta atenuación tienen un valor numérico alto y las áreas de baja atenuación un valor numérico bajo.

Una característica de la computadora es que solo puede calcular un numero finito de valores de atenuación, por lo tanto, el corte del objeto debe ser dividido en pequeños elementos de volumen ("voxels") dentro de los cuales la atenuación es asumida como constante y es calculada por la computadora.

En un principio, la imagen del corte esta presente en la computadora en forma de un conjunto de valores numéricos y no es inmediatamente accesible. Este arreglo numérico, llamado matriz, es convertido a una imagen blanco y negro o color en la cual cada elemento de imagen ("píxel") corresponde a un elemento de la matriz y diferentes tonos de grises o color son asignados a los diferentes valores de atenuación.

8.1 ¿Que medimos en Tomografía Computarizada?

En mediciones radiográficas, se registra la distribución relativa de las intensidades de radiación, por ejemplo: en la radiografía tradicional, solo los patrones de grises son utilizados para emitir un diagnostico. En Tomografía Computarizada, la intensidad de la radiación es también registrada detrás del objeto. En adición a la intensidad "I" atenuada por el objeto, la intensidad primaria "I_0" tiene que ser medida para calcular el valor de atenuación entre la fuente y el detector en ausencia del objeto a estudiar.

El caso más simple es la medición de un objeto homogéneo con un haz de radiación monocromático (figura 11a); en este caso no se genera necesariamente una imagen. La intensidad disminuye en forma exponencial con el espesor del objeto. La atenuación viene dada por la formula:

$$I = I_o * e^{-\mu * d} \quad (1.1)$$

donde:

I: intensidad de radiación medida después del objeto,

I_o: Intensidad de radiación en ausencia del objeto,

d: espesor del objeto

μ: coeficiente de atenuación lineal del objeto para la radiación usada.

Si es espesor del objeto es conocido, μ puede ser determinado directamente, modificando la formula anterior como sigue:

$$\mu = \frac{1}{d} * \ln \frac{I_o}{I} \quad (1.2)$$

Sin embargo, la distribución de μ a lo largo de la trayectoria del haz permanece desconocida.

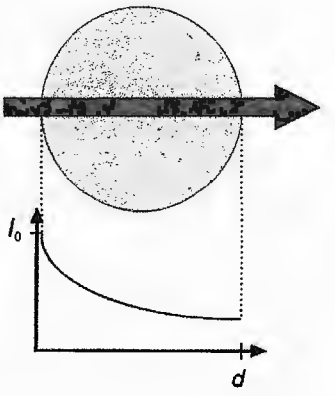
En la figura 11b, se utiliza un objeto no homogéneo. La contribución a la atenuación total en a trayectoria de cada haz depende del valor del coeficiente de atenuación en cada punto (μ_i). La sumatoria de atenuaciones en cada trayectoria, aun para los objetos más simples, tiene que ser llevada a cabo en general con pequeños incrementos de distancia "d_i", y por lo tanto puede ser expresada como la integral de μ sobre la trayectoria del haz. La formula de la atenuación se ve modificada como sigue:

$$I = I_o * e^{-\mu_1 * d_1 - \mu_2 * d_2 \ldots} \quad (1.3)$$

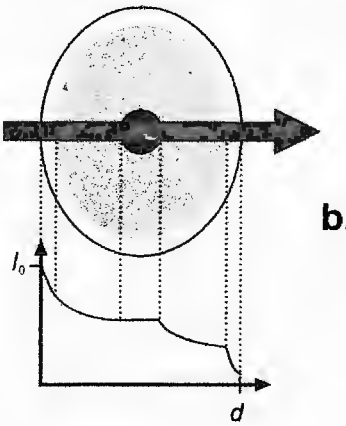
despejando luego μ:

$$\sum d_i \mu_i = \ln \frac{I_o}{I} \quad (1.4)$$

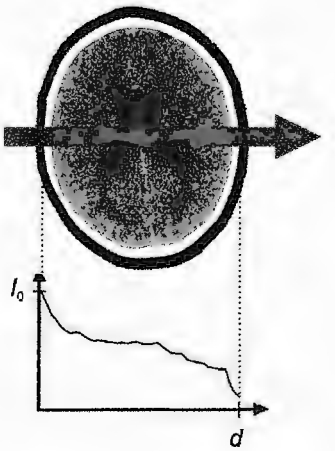
La tomografía computarizada consiste en medir todas exactamente todas esas integrales de línea. La distribución bidimensional de las características de un objeto puede ser determinada si es dado un numero infinito de integrales de línea. Un numero finito de medidas de la distribución de los coeficientes de atenuación μ(x,y) es suficiente para generar una buena imagen. Una sola medición, como en la radiografía convencional, no nos permite resolver la distribución μ.



a.- Objeto homogeneo
Radiación monocromática



b.- Objeto no homogeneo
Radiación monocromática



c.- Objeto no homogeneo
Radiación Policromática

Figura 11. Diferentes casos de atenuación de la radiación.

Al pasar a través del objeto, las diferentes componentes espectrales del haz de radiación experimentan diferentes atenuaciones, por lo que la ecuación 1.1 solo puede aplicarse a componentes individuales del espectro; por lo tanto debemos decir que el coeficiente de atenuación lineal depende fuertemente de la energía. En las intensidades medidas - y esto se hace automáticamente en los sistemas de tomografía computarizada hoy en día – también se integra sobre todos los intervalos de energía como se ilustra en la figura 11c.

Aplicando la formula 1.1 a un haz con diferentes componentes espectrales tenemos y un objeto no homogéneo tenemos:

$$I = \int_0^{E_{\max}} I_o(E) * e^{-\int_0^d \mu(E)ds} dE \qquad (1.5)$$

donde I_o depende de la energía E y μ depende de la energía E y el espesor del objeto d.

La dependencia en la energía también puede producir ciertos problemas, sobre todo efectos de dureza del haz,. Sin embargo, esto también puede ser usado en métodos duales de energía para mediciones selectivas de material. Si también consideramos una dependencia potencial de la atenuación con respecto al tiempo, el coeficiente de atenuación lineal esta dado como μ (x,y,z,E,t). Una dependencia de μ respecto a tiempo puede ser generada mediante la administración de medio de contraste o estar dada por fisiología, por ejemplo, en el tejido pulmonar como una función del volumen inspiratorio.

8.2 ¿Cómo medimos un objeto en Tomografía Computarizada?

Para poder calcular una imagen de calidad aceptable, tenemos que medir un numero suficientemente grande de integrales de atenuación o valores de proyección. Es necesario llevar a cabo estas mediciones en todas las direcciones, por ejemplo, en al menos un rango de 180° y para detectar puntos lo más cercano posible unos de otros en cada proyección. La figura 12 es una representación que nos ayudara a simplificar este proceso.

Una fuente de radiación con la adecuada colimación, emite un haz de radiación del grosor de un lápiz aproximadamente que es atenuado por un objeto y luego registrado por un detector localizado en dirección opuesta. Para una posición angular dada, este arreglo de fuente de radiación y detector es movido linealmente (traslación), y la intensidad es medida de manera discreta o continua. El resultado es el registro de un perfil de atenuaciones de haces paralelos el cual es llamado proyección. Posteriormente son registradas diferentes proyecciones para sucesivos ángulos. El juego completo de proyecciones, determinado con una geometría paralela al haz en un rango de 180°, es transferido a la unidad de procesamiento de datos. Este procedimiento fue usado en los primero sistemas de tomografía computarizada, con 180 proyecciones tomadas en intervalos de 1° y 160 datos por proyección.

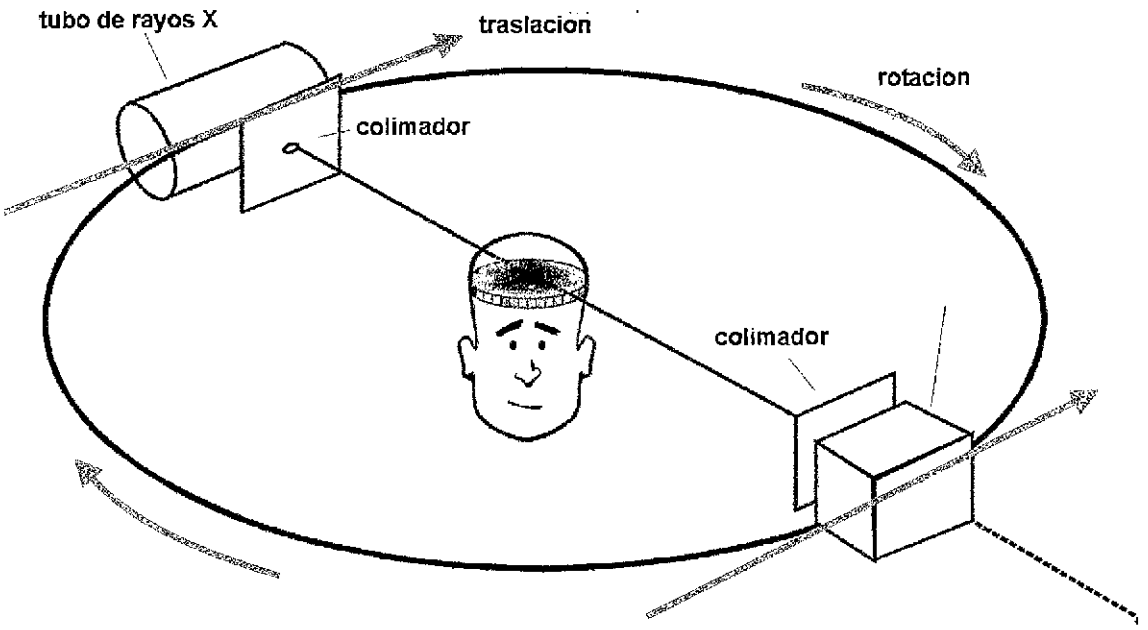


Figura 12. Atenuación de la radiación por un objeto.

Hoy en día, los nuevos sistemas miden típicamente una geometría de abanico sobre un rango de 360°. La extensión a 360° es el resultado de muchas consideraciones, inicialmente centradas en la calidad de imagen y mejor

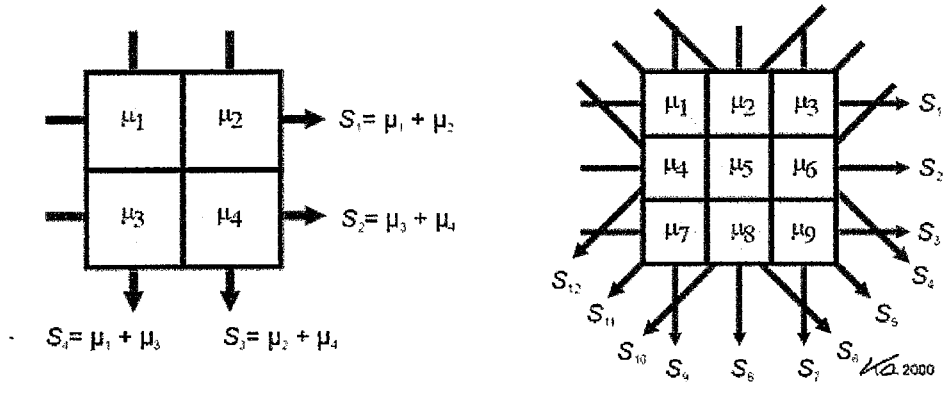
muestreo. Consideraciones practicas también demandan rangos de 360°: Para tomografía espiral, por ejemplo, esto es un prerrequisito. En los sistemas modernos típicamente se mide entre 800 y 1,500 proyecciones con 600 a 1,200 datos cada una.

8.3 ¿Cómo se reconstruye una imagen en tomografía computarizada?

La información de la distribución de los coeficientes de atenuación esta dada en forma de un conjunto de valores de proyección. Es necesario llevar a cabo procedimientos matemáticos para determinar μ . Existen diferentes procesos para hacerlo. La aproximación más fácil de entender, para resolver este problema es la siguiente:

Para una matriz de N x N píxeles, los valores de cada píxel, tienen que ser encontrados resolviendo un cierto numero de ecuaciones independientes: las proyecciones medidas. Si el producto del numero de proyecciones por el numero de datos por proyección, N_x es mayor o igual que N^2, esto es posible.

En el caso más simple de una imagen de cuatro píxeles (matriz de 2 x 2), dos mediciones para dos proyecciones producirán un sistema de cuatro ecuaciones con cuatro incógnitas que puede ser resuelto fácilmente (figura 13.a).



(a) (b)

Figura 13. Procedimiento algebraico para la reconstrucción de una imagen.

Una matriz de 3 x 3 con nueve incógnitas también puede ser resuelta fácilmente con doce valores medidos asumidos como en la figura 13.b. Estas técnicas de

reconstrucción algebraicas (ART) eran usadas en los primero días de la tomografía computarizada, por ejemplo para calcular matrices de imagen de 80 x 80. La imagen era calculada de forma iterativa, repitiendo la calculación en un esfuerzo para mejorar la precisión con cada paso. Para grandes volúmenes de datos, cortes finos y alta demanda de calidad de imagen, las ART llevaban a tiempos de reconstrucción inaceptablemente altos.

En los sistemas de hoy en día se utiliza comúnmente el procedimiento de convolución – retroproyección, este es ilustrado en la figura 14.

El punto de partida es siempre una matriz de imagen vacía, por ejemplo, un rango definido de memoria que contiene solo ceros como valores de partida. Para una simple retroproyección cada valor de la proyección es sumado a todos las posiciones en la memoria de la computadora a lo largo de la dirección en la cual han sido medidos. En general, cada detalle en el objeto y representado en el perfil de atenuación no solo contribuye al definir el valor de un píxel en la imagen sino también a la imagen entera. Aun considerando solo tres proyecciones se vuelve aparente que el resultado es una imagen difusa. Para el objeto simple de la figura 6, el detalle es fácilmente reconocible, puesto que la intensidad es la mas alta en esa zona. Sin embargo la presentación no es satisfactoria, como se ven en la zona inferior izquierda de la figura, la cual representa el objeto ya medido y reconstruido. La contribución de las señales fuera de ese punto, debido al proceso de la retroproyección, produce una imagen no definida, la cual es insuficiente para diagnosticar estructuras complejas.

Para prevenir este efecto de falta de definición, cada proyección tiene ser sometida a un proceso de convolución antes de la retroproyección mediante una función matemática. Esta función permite introducir valores negativos en el perfil que compensen las componentes indeseables en las imágenes y evitar de esta forma los "artefactos de estrella". La convolución ofrece además la posibilidad de influir en las características de la imagen, permitiendo suavizar o acentuar una imagen o resaltar bordes.

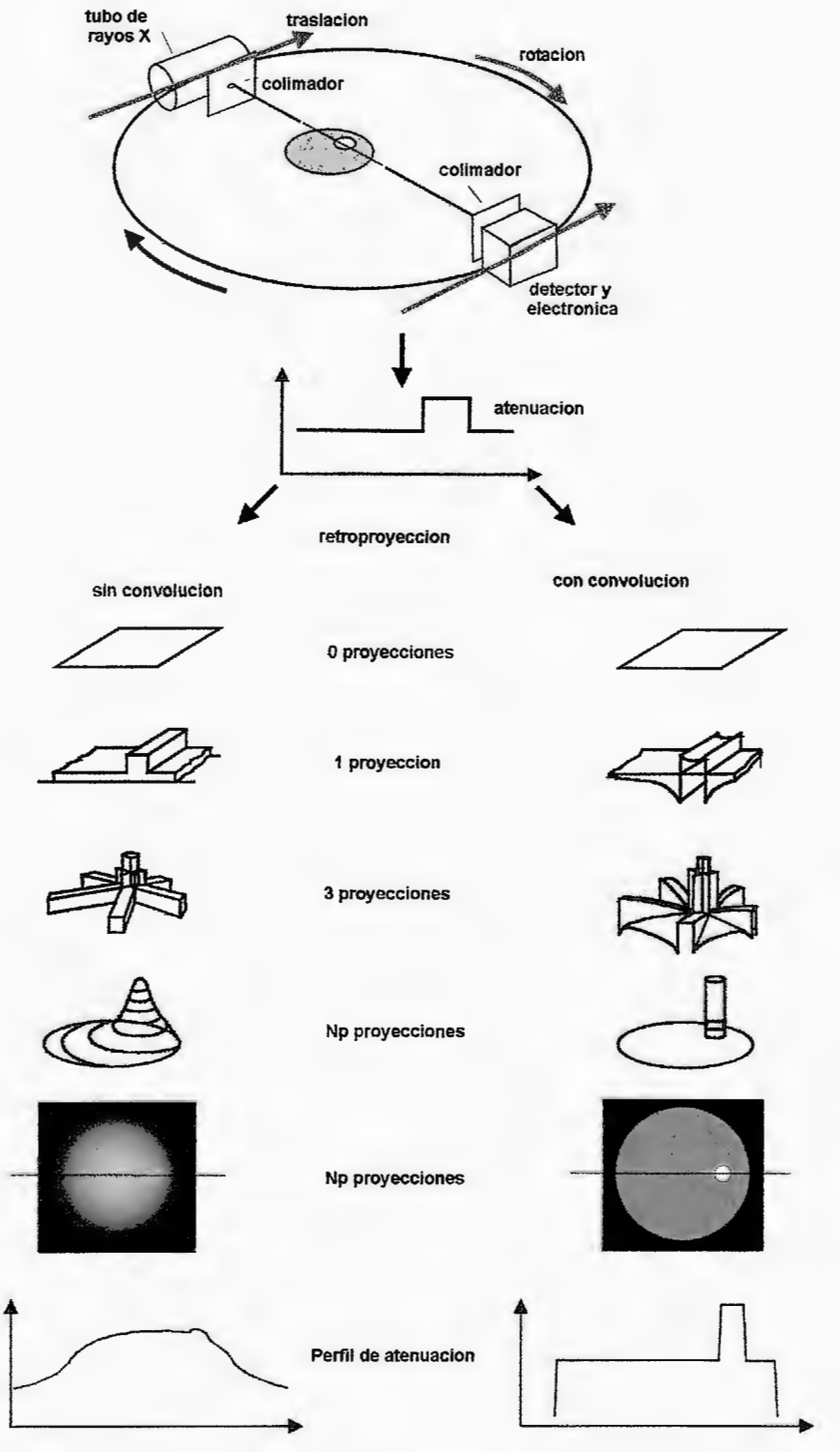


Figura 14. Retroproyección y convolución.

Otra de las técnicas de reconstrucción de imagen se realiza mediante las transformadas de fourier. Se basa este método en que toda función puede ser descompuesta en forma de funciones sinusoidales de frecuencias armónicas de una principal y amplitudes diferentes (coeficientes de fourier). Aplicando la transformada de fourier en cada una de las proyecciones, estas resultan descompuestas en funciones sinusoidales hasta un grado de aproximación suficiente. Cada una de estas descomposiciones constituyen la componente en la dirección de la proyección de la transformada de fourier bidimensional del objeto.
Por un procedimiento de reconstrucción inversa parecido a la retroproyección, sumando para cada elemento de volumen y para cada frecuencia las amplitudes correspondientes a cada proyección, puede obtenerse la imagen original. La reconstrucción mediante las transformadas de fourier permite trabajar directamente con la señal sin pasar por su forma logarítmica; además es un método de reconstrucción mucho mas rápido. También recibe el nombre de **reconstrucción bidimensional inversa de fourier.**
La convolución y retroproyección son el método mas utilizado para reconstrucción de imágenes en tomografía computarizada hoy en día.

8.4 ¿Que se representa en una imagen de tomografía computarizada?

Como se explico anteriormente, la tomografía computarizada mide y calcula la distribución espacial del coeficiente de atenuación lineal μ (x,y). Sin embargo, el valor físico de μ no es muy descriptivo y depende fuertemente del espectro de energía usado. Por ello, el valor del coeficiente de atenuación calculado es mostrado como el valor CT relativo al coeficiente de atenuación del agua. La figura 15 muestra una tabla comparativa de valores CT para distintos tejidos. En honor al inventor de la tomografía computarizada, los valores CT, a menudo referidos como números CT, están especificados en unidades Hounsfield (HU).

Para un tejido arbitrario T con coeficiente de atenuación μ_T el valor CT esta definido como:

$$\text{Valor CT} = (\mu_T - \mu_{agua}) / \mu_{agua} \times 1000 \text{ HU}$$

En esta escala, en agua y consecuentemente todo tejido equivalente tal que $\mu_T = \mu_{agua}$, tiene un valor de 0 HU por definición.

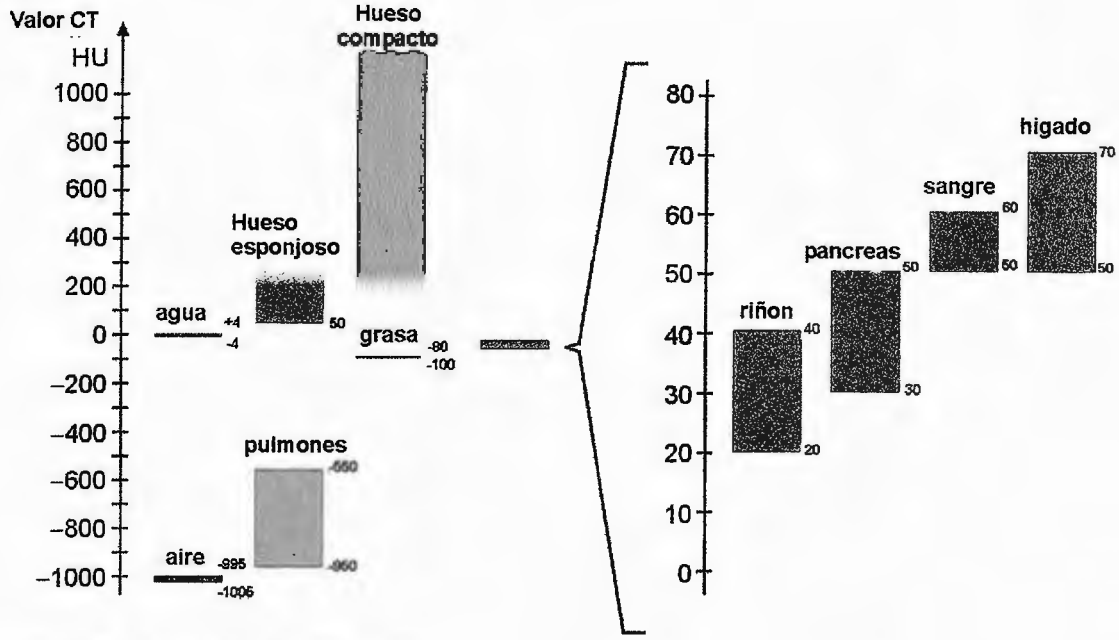


Figura 15. Escala Houndsfield.

El aire posee un valor CT de –1000 HU. El valor CT del agua y aire son independientes de la energía de los rayos X y por eso constituyen los puntos de referencia de la escala de valores CT.

El tejido pulmonar y graso exhiben valores CT negativos debido a su baja densidad y baja atenuación ($\mu_{pulmon} < \mu_{agua}$). La mayoría tejidos del cuerpo presentan valores CT positivos, debido a la densidad del músculo, tejidos conectivos y la mayoría de tejidos blandos. Para huesos y calcificaciones el alto numero atómico del calcio, y agregando el incremento de la densidad, es responsable por los valores CT mas altos, típicamente hasta 2000 HU. Los valores

CT de hueso o medio de contraste son mayormente dependientes de la energía de los rayos x que el agua.

La escala Houndsfield no tiene limite superior. Para equipos utilizados en medicina, se provee típicamente un rango de –1024 HU hasta 3071 HU. Consecuentemente, 4096 ($=2^{12}$) diferentes valores están disponibles y son requeridos 12 bits por píxel. Imágenes reconstruidas con una escala extendida, la cual es de particular interés para aplicaciones industriales, pueden ser también de especial interés en aplicaciones medicas. Imágenes de huesos y mediciones de su densidad y estructura cercanos a prótesis metálicas constituyen un ejemplo.

8.4.1 Ventana

El rango de valores de CT, desde –1024 HU hasta 3071 HU, contiene 4096 niveles de grises. Estos no pueden ser evaluados o diferenciados a simple vista, tampoco con un monitor o impresos en película. El ojo humano puede discernir típicamente hasta un máximo de 60 a 80 niveles de grises. Por ello, la escala completa de grises es asignada al rango de valores CT de interés.

Esto es llamado ajuste de ventana; valores arriba de la ventana escogida serán presentados en blanco y los valores debajo serán presentados en negro.

Este procedimiento se lleva a cabo de manera interactiva y sin retraso de tiempo. Para escoger el rango de valores de CT deseados se ajusta únicamente el centro y ancho de la ventana, utilizando el mouse, potenciómetros o dispositivos similares en la consola de control y/o post procesamiento.

El centro se escoge para que corresponda aproximadamente al valor CT medio de las estructuras de interés, mientras que el ancho determina el contraste de la imagen.

Para observar estructuras con diferencias de atenuación muy pequeñas, como en el cerebro, se escoge una ventana estrecha. Para diferencias grandes, como en el esqueleto o pulmones se escoge una ventana ancha. La figura 16 muestra la variación en la presentación de una misma imagen con diferentes ventanas.

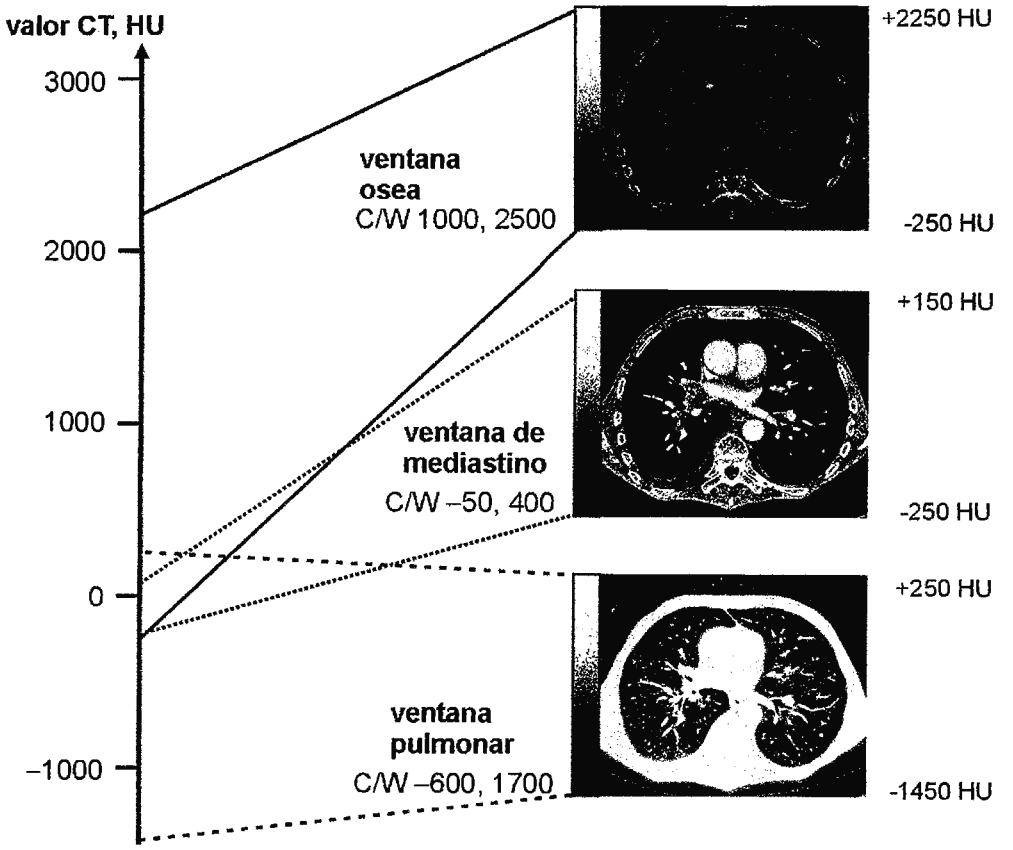


Figura 16. Procedimientos de ajuste de ventana.

9. FASES DE DESARROLLO Y METAS.

Las metas técnicas del desarrollo de la tomografía computarizada han sido continuamente adaptadas a las demandas de la radiología. Una demanda básica ha sido siempre de prioridad alta: los tiempos de examen tienen que ser más rápidos. Además de otras demandas, tales como mejorar la calidad de imagen, reducción de costos, mejoras en la interfase de usuario, etc., las cuales han sido tomadas en cuenta también, la reducción en los tiempos de examen parece haber tenido una definido la tendencia desde el principio de la tomografía computarizada. Para una buena aproximación, aunque no tan estricta, las fases de desarrollo de la tomografía computarizada pueden ser asignadas a ciertas décadas.

9.1 Los Setenta – desde la cabeza hasta el cuerpo completo.

El desarrollo de los sistemas de tomografía computarizada comenzó con el sistema experimental de Hounsfield. Este sistema ha sido comúnmente llamada "primera generación"(Figura 17a). Los primeros sistemas comerciales diferían muy poco con el sistema de Hounsfield. Para incrementar la velocidad de examen se produjo un haz de radiación en forma de abanico y se utilizo un arreglo de detectores en lugar de un único detector; esta fue la "segunda generación" (Figura 17b). Ambos tipos de sistemas funcionaban de acuerdo al principio de traslación – rotación, en el cual la fuente de radiación y el detector examinan el objeto con un movimiento traslacional lineal y se repite este procedimiento con incrementos rotacionales pequeños. De esta manera, Houndsfield adquirió 180 proyecciones en pasos de 1° con 160 datos cada una, en total 28,800 datos por examen. Esto era suficiente para generar una imagen de 6,400 píxel, es decir, una matriz de 80 x 80.

Los tiempos de examen eran cinco minutos; la reconstrucción era llevada a cabo simultáneamente y tardaba la misma cantidad de tiempo.

La mayoría de los sistemas comerciales podían examinar únicamente la cabeza. El primer intento de examinar el cuerpo entero estaba basado en el principio de traslación – rotación.

El sistema ACTA (Automatic Computerized Transverse Axial) examinaba un área de 48 cm. de diámetro en seis minutos. Esto fue suficiente para demostrar el potencial de la tomografía computarizada para examinar el cuerpo entero, pero a la vez surgieron problemas debido a la respiración, movimiento de paciente y tiempos de examinacion inaceptables.

A mediados de los setentas, el desarrollo técnico redujo el tiempo a 20 segundos por imagen permitiendo exámenes de cuerpo durante un solo respiro. Los tiempos mas cortos de exposición pueden ser obtenidos usando un abanico de rayos x que cubre toda la sección transversal del objeto, en conjunto con un arreglo de múltiples detectores. En este caso la radiación generada es utilizada óptimamente y solo es necesario que el sistema efectúe movimientos rotacionales. Son posibles dos arreglos diferentes de detectores, como se muestra en la figura 17c y 17d, un

sistema de detectores que se mueve alrededor del paciente junto con el tubo (tercera generación) o un anillo de detectores (cuarta generación).

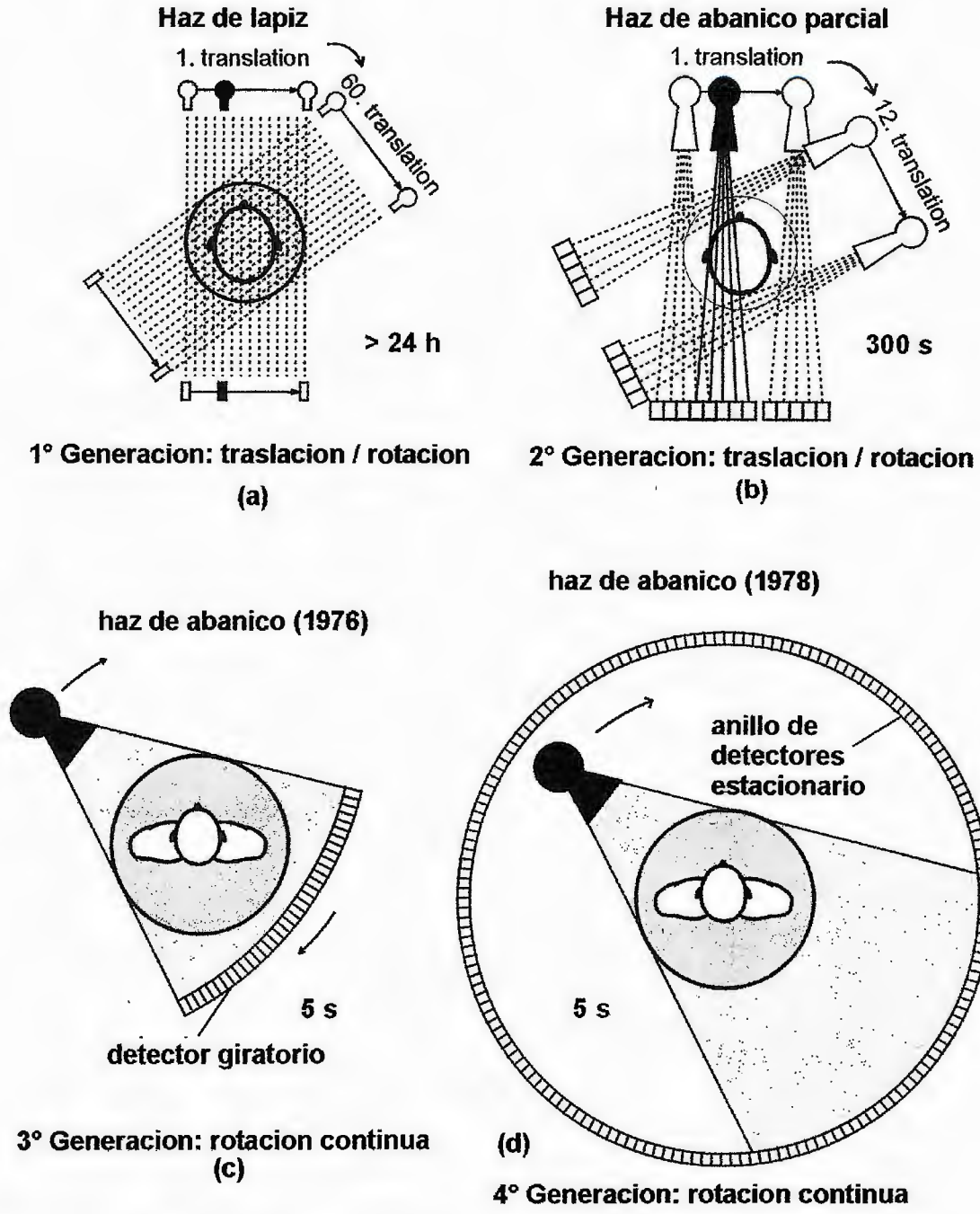


Figura 17: Generaciones de sistemas de Tomografía Computarizada.

En el caso del detector que se mueve alrededor del paciente la radiación puede ser generada en pulsos a intervalos angulares establecidos o se utiliza radiación continua y los detectores son activados y desactivados. Solo el segundo principio es aplicado a los sistemas con anillos de detectores.

La reducción del tiempo de scan obtenido por el incremento del haz de radiación utilizado se contrarresta por el incremento del nivel de radiación dispersa a la entrada del detector. Particularmente con los sistemas actuales de tercera y cuarta generación es necesario reducir la cantidad de radiación dispersa entre la radiación que alcanza el detector. En los sistemas de tercera generación, es relativamente fácil de hacer instalando un colimador enfocado en el punto focal del tubo de rayos x enfrente del sistema de detectores. Este colimador rota alrededor del paciente junto con todo el sistema de medición. Sin embargo para los sistemas de cuarta generación, no es posible tener un colimador fijo enfrente del sistema de detectores porque solo podría ser enfocado al centro de rotación y no al punto focal. En lugar de eso es necesario un colimador con laminillas móviles que siempre apuntan al punto focal, esto es posible únicamente con mecanismos complicados y precisos.

La discusión sobre cual tipo de sistema de rotación es superior continúa; sin embargo respecto al numero de sistemas instalados y más importante, el desarrollo de detectores de varias filas, la tercera generación ha prevalecido.

9.2 Los ochentas – exámenes rápidos.

Para todo tipo de sistemas de Tomografía Computarizada se volvió obvio que la calidad de imagen y por consiguiente la capacidad diagnostica dependían de los tiempos de examen. La energía suministrada al sistema de radiación era llevada por medio de cables; esto impedía una rotación rápida y continua, los sistemas eran acelerados en una dirección, detenidos después de 360° de rotación y luego acelerados en la dirección opuesta. Los sistemas "rápidos" usando esta tecnología redujeron los tiempos de examen a 2 segundos, pero aun así no llenaban las expectativas de los médicos.

La meta de proveer a los sistemas con tiempos más rápidos fue realizada en esta década de varias maneras. Los tres principales sistemas que aparecieron fueron: sistemas convencionales con la posibilidad de rotación y adquisición de datos continua, sistemas de haz de electrones y sistemas de adquisición de volumen.
Los sistemas convencionales de rotación continua son la solución más prometedora hasta la fecha, mientras que los sistemas de haz de electrones y otras soluciones alternativas no han podido establecerse definitivamente.
Los sistemas de rotación continua, introducidos por primera vez en 1987 por SIEMENS Medical Solutions (SOMATOM PLUS) y Toshiba Medical System (TCT 900S), estaban basados en el sistema de "anillos deslizantes". Estos son dispositivos electromecánicos que consisten en anillos eléctricamente conductivos y dispositivos que transmiten energía eléctrica a través de una interfase giratoria.
Existen dos diseños principales de anillos deslizantes: en forma de disco o cilindro.

- El diseño de disco de anillos conductivos los cuales forman círculos concéntricos en el plano de rotación (figura 18).
- El diseño cilíndrico consiste en anillos posicionados a lo largo del eje de rotación formando un cilindro. Los dispositivos que transmiten la energía eléctrica se deslizan sobre los anillos en movimiento (figura 19).

Dos diseños comunes para estos dispositivos son escobillas hechas de metal o aleaciones.

- Las escobillas de metal son hechas de tal manera que un sistema de resorte mantiene el contacto la escobilla con el anillo. Usualmente se utiliza dos o más escobillas para incrementar la capacidad de comunicación o el manejo de corriente.
- Las escobillas de aleación utilizan bloques de aleaciones hechas de plata – grafito.

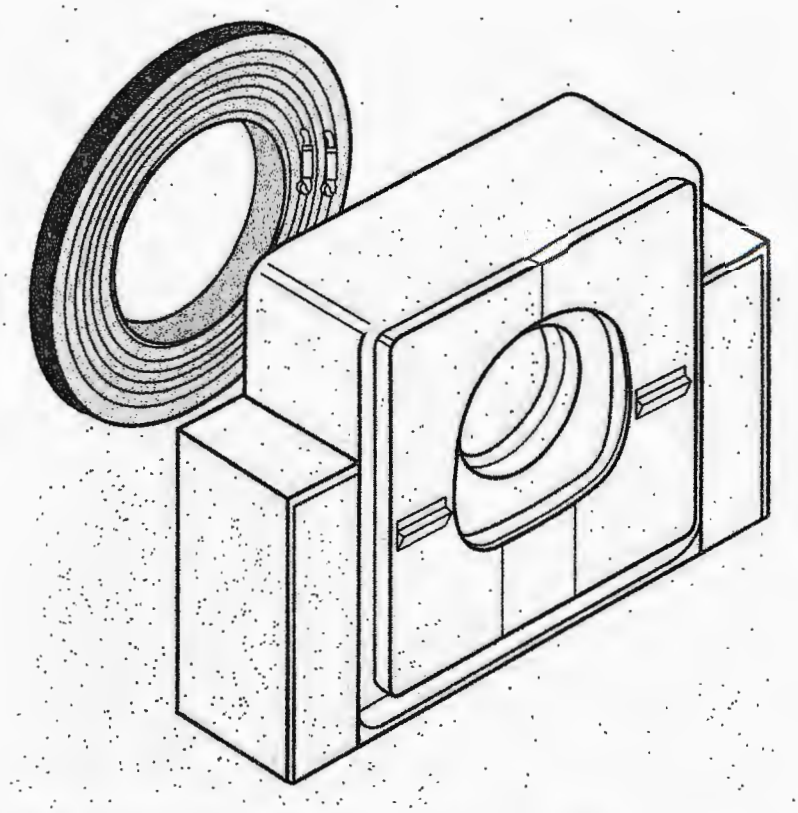


Figura 18. Anillos deslizantes de círculos concéntricos.

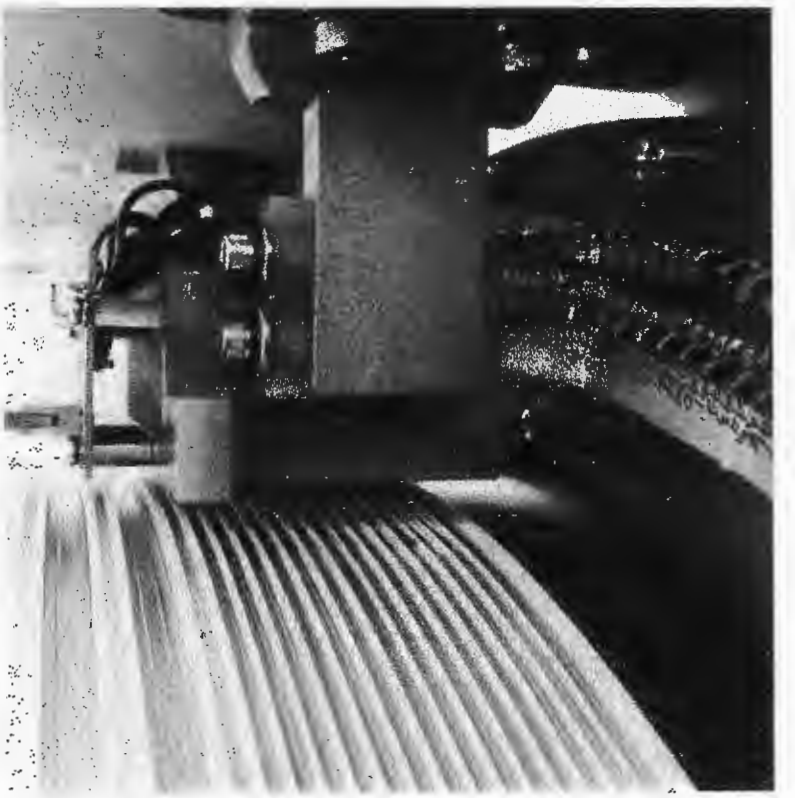


Figura 19. Anillos deslizantes concéntricos.

Además de su forma podemos clasificar los anillos deslizantes en anillos de bajo y alto voltaje (figura 20).

- Anillos de bajo voltaje. Las escobillas transmiten la energía y las señales de control hacia el generador de alto voltaje y el tubo de rayos X. En este caso, generador, tubo de rayos X y otros controles giran alrededor del paciente.
- Anillos de alto voltaje. En este diseño, el generador de alto voltaje se encuentra en la parte estacionaria del sistema y transmite el alto voltaje a tubo de rayos X a través de los anillos deslizantes.

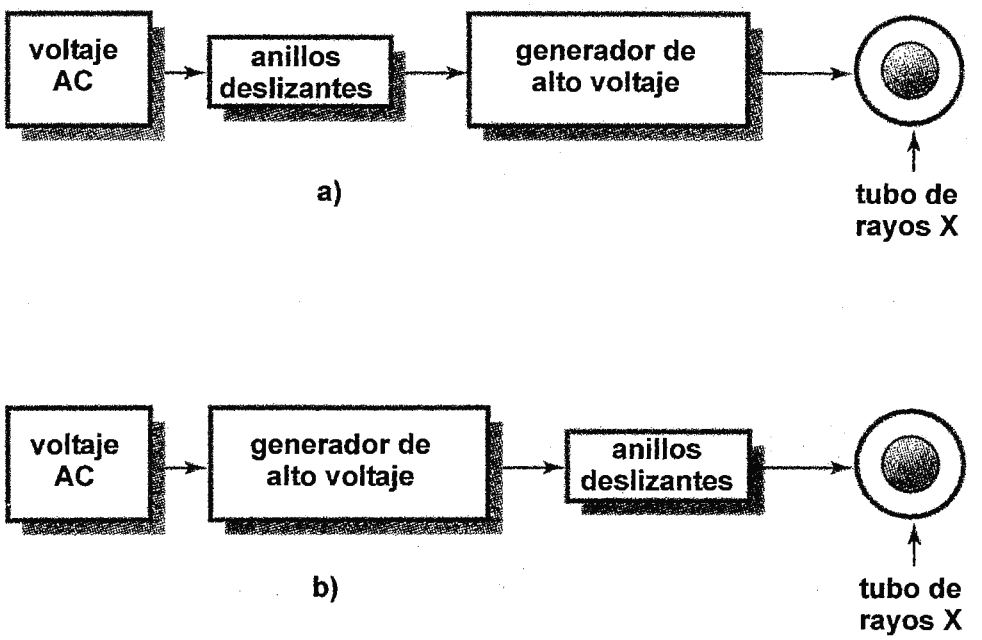


Figura 20. Diferencias entre a) anillos de bajo voltaje y b) anillos de alto voltaje.

Las ventajas del sistema de anillos deslizantes pueden ser resumidas como sigue:

- Facilidad de rotación continua del tubo de rayos X, lo que facilita la adquisición rápida de volúmenes.
- Tiempos de examen más rápidos.

Este desarrollo resultó en un nuevo impulso a los sistemas de Tomografía Computarizada. No solo los tiempos de examen fueron reducidos sino también esto sentó las bases de la examinacion dinámica y Tomografía espiral. La mayoría de los sistemas de hoy en día utilizan el principio de rotación continua.

9.3 Los noventas – adquisición rápida de volumen.

En 1992, en la conferencia anual de la Sociedad de Radiología de Norte América (RSNA por sus siglas en ingles) todos los mayores fabricantes de sistemas de Tomografía Computarizada presentaron equipos con tecnología de anillos deslizantes y capacidades de Tomografía espiral. Desde entonces se ha observado un gran desarrollo tecnológico en la potencia de Rayos X, capacidades de procesamiento y otras mejoras.

Esta modalidad que era considerada "madura" en los años ochenta, experimentó un "renacimiento" en esta década. En 1998 se introdujo el sistema de cuatro cortes con tiempos de examen de 500 ms, lo cual significó una reducción en los tiempos de examen en un factor de 8 comparado con los típicos sistemas de 1 seg. y un solo corte.

La introducción de los detectores de múltiples filas también parece haber marcado el final de los sistemas de cuarta generación. Los últimos y más poderosos sistemas ofrecidos comercialmente hoy en día son de tercera generación.

La tabla 4 nos muestra una información general del desarrollo de ciertas características de los sistemas hoy en día.

	1972	1980	1990	2000
Tiempo mínimo de examen	300 s	5 – 10 s	1 – 2 s	0.3 – 1 s
Datos por rotación	57.6 kB	1 MB	2 MB	42 MB
Datos por espiral	-	-	24 – 48 MB	200– 500 MB
Matriz de imagen	80 x 80	256 x 256	512 x 512	512 x 512
Energía	2 kW	10 kW	40 kW	60 kW
Grosor de corte	13 mm	2 – 10 mm	1 – 10 mm	0.5 – 5 mm
Resolución espacial	3 Lp/cm	8 - 12 Lp/cm	10 –15 Lp/cm	12–25 Lp/cm
Resolución de contraste	5 mm/ 5 HU/ 50 mGy	3 mm/ 3 HU/ 30 mGy	3 mm/ 3 HU/ 30 mGy	3 mm/ 3 HU/ 30 mGy

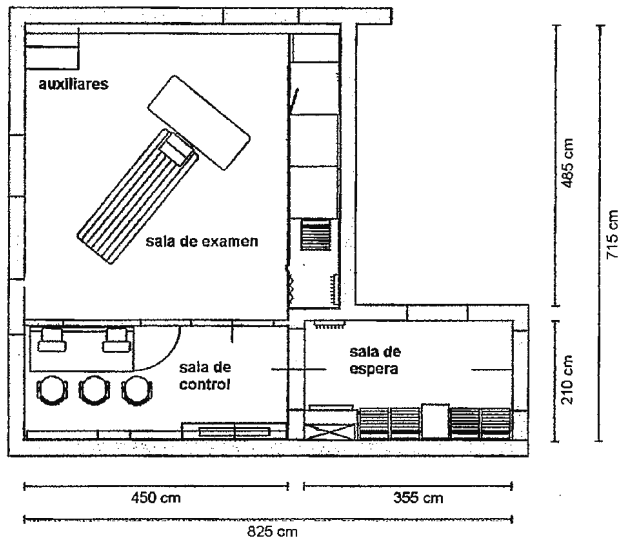
Tabla 4. Desempeño de los sistemas de tomografía computarizada 1972 – 2000.

10. CONFIGURACIÓN ESTÁNDAR DE UN SISTEMA DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.

10.1 Diseño mecánico.

Los dos mayores componentes de una unidad de TC son el llamado Gantry la mesa de paciente. Son similares en diseño en la mayoría de unidades de TC y determinan el mínimo espacio requerido. Mas allá de los demás componentes, tales como, gabinetes para componente electrónicos, computadoras, aire acondicionado, etc, los cuales son específicos de cada fabricante, los cuales pueden ser puestos ya sea dentro de la sala de examen o un cuarto de servicio dentro del cuarto del operador.

La figura 21 muestra el diagrama de una unidad de TC típica, con un área modesta de aproximadamente 30 m^2.



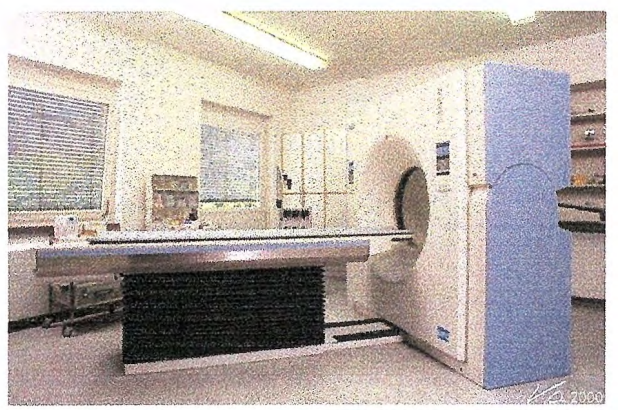


Figura 21: Disposición típica de un equipo de tomografía computarizada.

El sistema de medición, el cual se encuentra dentro del gantry, es mostrado en la figura 22; la geometría y dimensiones dadas pueden ser tomadas como valores típicos. Un campo de medición (FOM por sus siglas en ingles) de 50 cm. Aproximadamente y una abertura del gantry de 70 cm, lo cual permite exámenes a pacientes con secciones transversales bastante grandes.

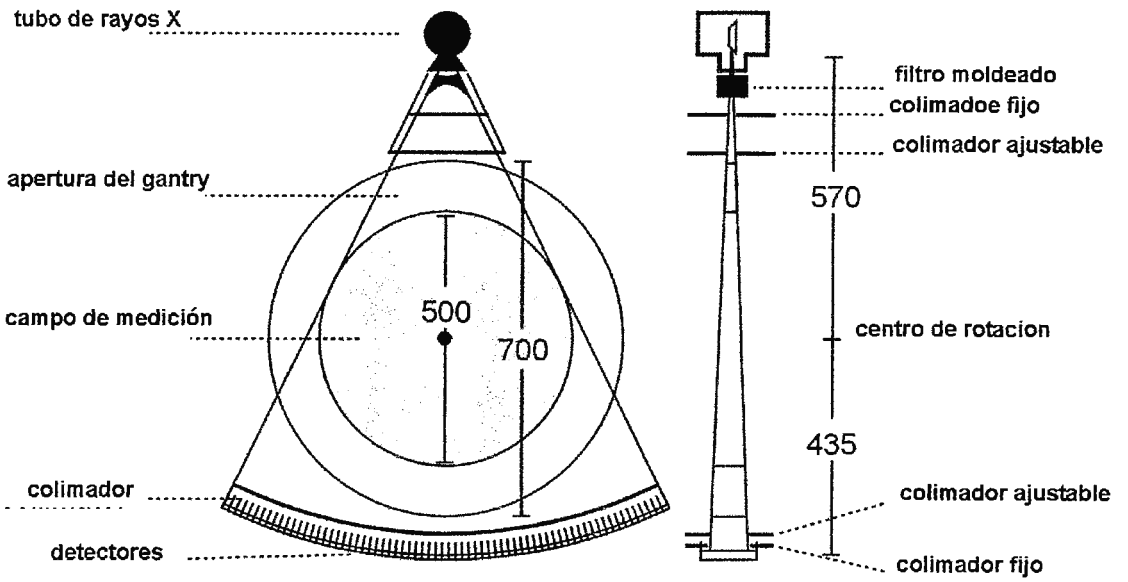


Figura 22: representación esquemática de la geometría del sistema de adquisición.

El diseño mecánico del sistema, lo cual podría parecer trivial en lo que respecta a los primeros sistemas, ha impuesto siempre grandes demandas en ingeniería debido a la exactitud mecánica requerida en el proceso de muestreo.

Las demandas en los diseños mecánicos se han incrementado continuamente con la velocidad de rotación ofrecida hoy en día. Las fuerzas centrífugas resultantes presentan grandes desafíos tecnológicos. Para apreciar esto, hay que tomar en cuenta que la parte rotacional del gantry posee una masa típica entre 400 y 1000 Kg. Para acelerar estas masas a una velocidad de 2 rotaciones por segundo, se necesitan emplazamientos giratorios que garanticen suficiente estabilidad al movimiento.

Las fuerzas centrífugas que podemos esperar pueden ser calculadas fácilmente. Para un tubo de rayos X con una distancia al eje de rotación de 600 mm y un tiempo de rotación de 0.5 s por 360° resulta una aceleración de 9.66 g., aproximadamente diez veces la aceleración de la gravedad de la tierra. Para una típica masa 100 Kg del tubo de rayos x y su soporte, se deben balancear fuerzas centrífugas de alrededor 10,000 N.

Las transferencias de energía al tubo de rayos x y el resto de los componentes de la parte rotacional del gantry, y la transferencia de los datos obtenidos a la parte estacionaria, son realizadas por los anillos deslizantes (figura 23). Los datos provenientes del sistema de adquisición pueden ser enviados ya sea mediante fibra óptica o sistemas de transmisión de alta frecuencia.

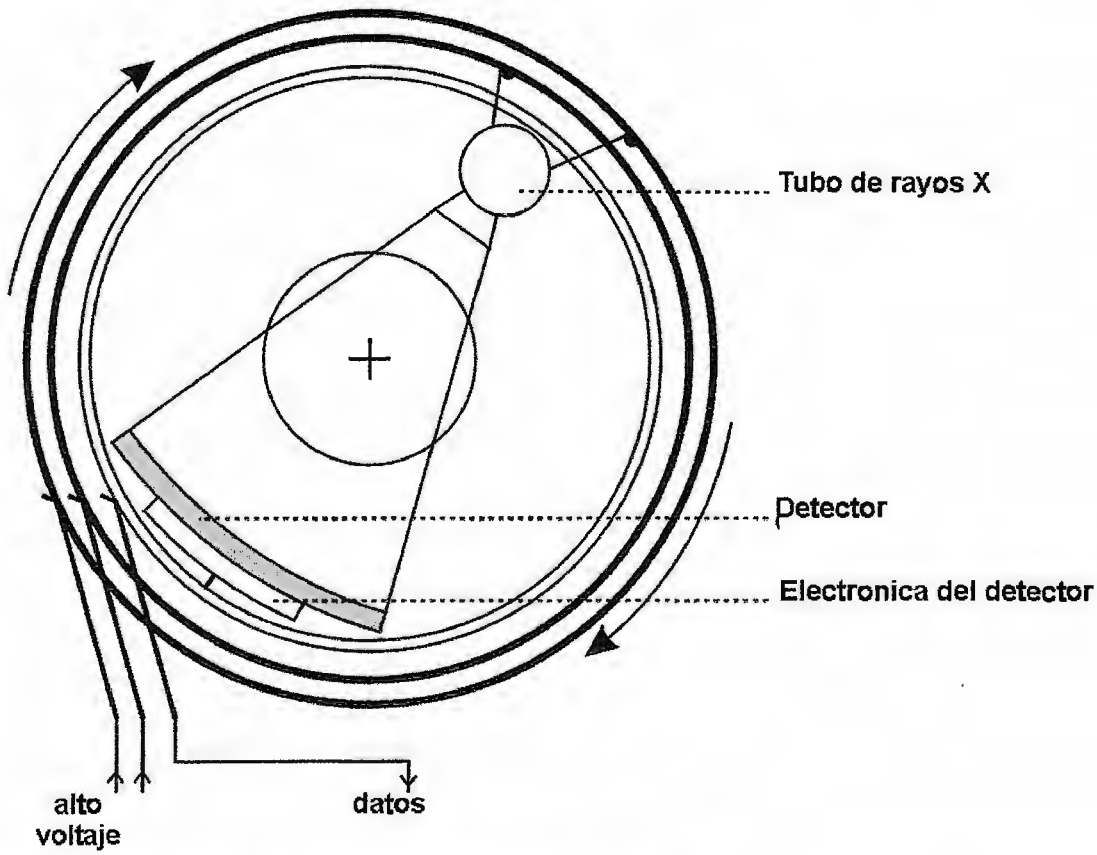


Figura 23: Esquema del sistema de anillos deslizantes.

La mayoría de sistemas permiten también inclinaciones del plano de examen de ± 30° respecto al eje de rotación. Esto permite la selección de planos de examen

directamente sobre la estructura de interés, lo cual es de vital importancia en regiones criticas, tales como base del cráneo o espina lumbar.

La mesa del paciente debe cumplir esencialmente dos funciones: debe bajar los suficiente para permitir que el paciente pueda sentarse en ella sin ninguna dificultad, elevar al paciente a la posición de examen. La segunda demanda se refiere a la alta precisión en el posicionamiento y velocidad de la mesa. Esto ultimo es importante en tomografía espiral.

10.2 Componentes del sistema de rayos x.

Los principales componentes de este sistema son: el generador de rayos X, el tubo de rayos X, filtros y colimadores.

10.2.1 Generador de rayos X.

Los sistemas de tomografía utilizan un suministro de energía trifásica para una producción eficiente de rayos X. En el pasado, los generadores eran basados en voltajes con frecuencia de 60 Hz. Usualmente eran una pieza grande de equipo localizados en una esquina del cuarto. Un cable de alta tensión se encargaba de llevar la energía hacia el gantry.

Hoy en día, los sistemas de tomografía utilizan generadores de alta frecuencia, los cuales son pequeños, compactos y más eficientes que los generadores convencionales. Estos generadores están localizados adentro del gantry, ya sea rotando con el tubo de rayos X o colocados en alguna parte estacionaria.

El principal componente de estos generadores es el circuito inversor de alta frecuencia (figura 24). El bajo voltaje y corriente AC de baja frecuencia (60 Hz) de la alimentación de energía son convertidos a alto voltaje y corriente DC de alta frecuencia (500 a 25,000 Hz). Después de la rectificación y filtrado del alto voltaje, el voltaje de rizado de este generador es menor al 1%, comparado con el 4% de los generadores anteriores.

Los generadores de hoy en día tienen una potencia de alrededor de 50 kW, lo que permite una selección de kVp en el rango de 80 a 140 kVp y una corriente del tubo de hasta 400 mA.

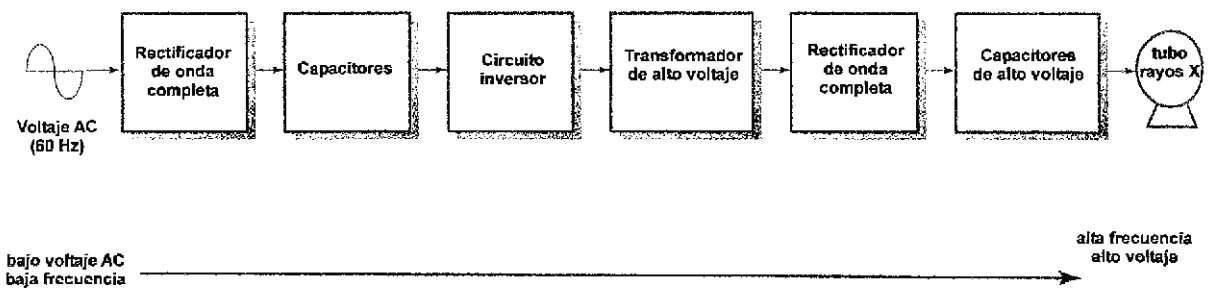


Figura 24. Componentes básicos de un generador de alta frecuencia usado en sistemas actuales

10.2.2 Tubo de rayos X.

Los requerimientos de la fuente de radiación para tomografía dependen de dos factores: a) atenuación de la radiación, la cual es función de la energía del haz de radiación, número atómico y densidad del absorbedor y el espesor del objeto, b) cantidad de radiación requerida para la transmisión.

Los tubos de rayos X para tomografía satisfacen esto requerimientos.

La primera y segunda generación de sistemas de tomografía utilizaban tubos con ánodos fijos. Hoy en día se utilizan ánodos giratorios debido al incremento en las demandas de energía. Estos tubos de ánodo giratorio producen un haz de radiación heterogéneo a partir de un ánodo de diámetro grande en forma de disco con diferentes puntos focales para facilitar los requerimientos de resolución espacial del sistema. El disco es hecho usualmente de una aleación de renio, tungsteno y molibdeno (RTM) y otros materiales. Poseen una velocidad de rotación de 3, 600 a 10,000 RPM.

La introducción de la tomografía en espiral trajo consigo nuevas demandas en los tubos de rayos X. Debido a que el tubo rota continuamente por periodos de tiempo más largos que en la tomografía secuencial, el tubo debe poder soportar altos niveles de energía. Se han hecho varios avances en el diseño de los tubos para alcanzar estos requerimientos de energía y solventar problemas de generación y disipación de calor.

El recubrimiento del tubo, el cátodo, el ánodo y el blanco han sido rediseñados.

El recubrimiento de cristal asegura el vacío dentro del tubo, provee soporte y aislamiento para las estructuras del ánodo y cátodo. Bombas de iones (getters) internas remueven moléculas de aire para asegurar el vacío. Aunque el cristal provee un buen aislamiento térmico y eléctrico, pequeños depósitos de tungsteno originados por la vaporización pueden generar arcos adentro del tubo.

Los tubos con recubrimiento de metal resuelven este problema (figura 25). Aislamientos de cerámica aislan el recubrimiento de metal del voltaje entre ánodo y cátodo.

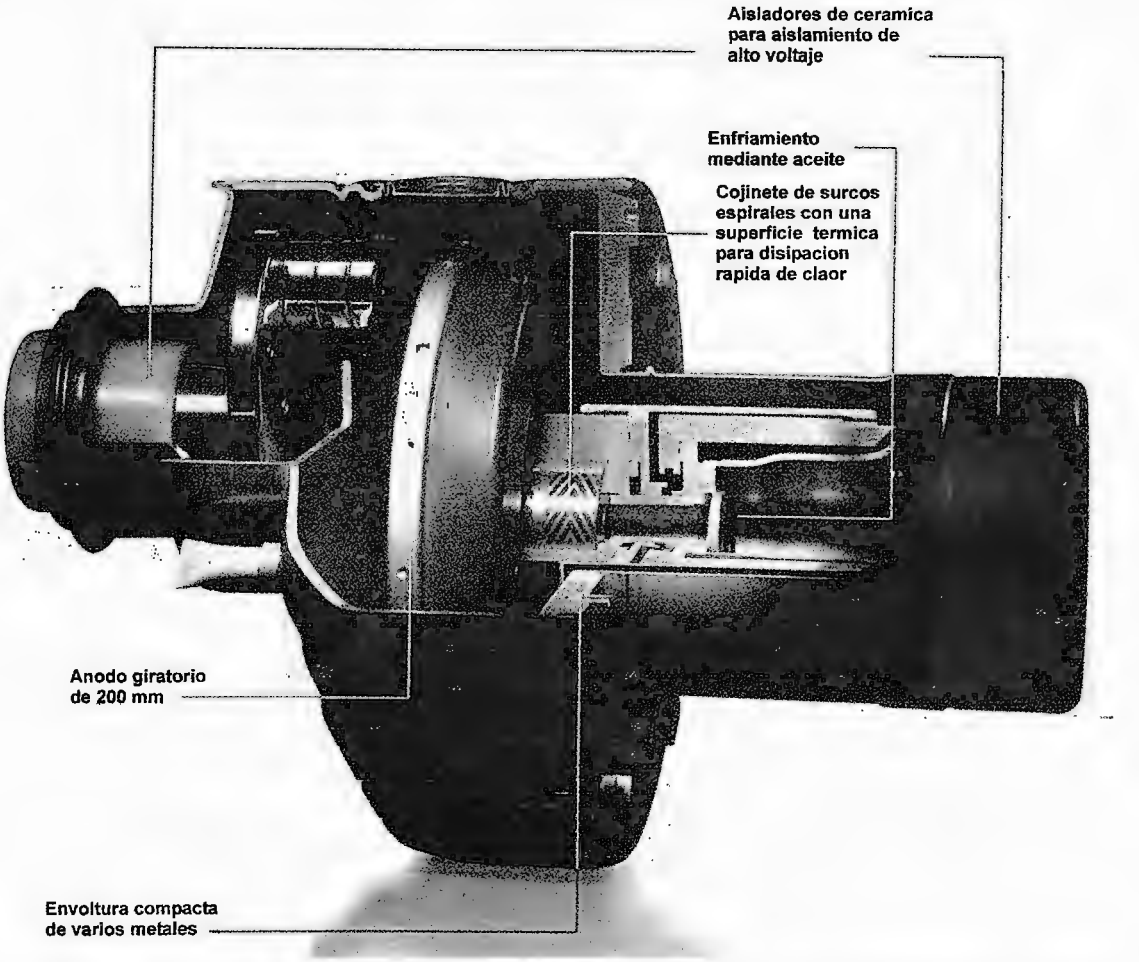


Figura 25. Foto de un tubo de rayos X usado en tomografía (Philips Medical Systems)

Los tubos con recubrimiento de metal tienen ánodos giratorios grandes, con diámetros de 200 mm, comparados con los diámetros típicos de 120 a 160 mm de

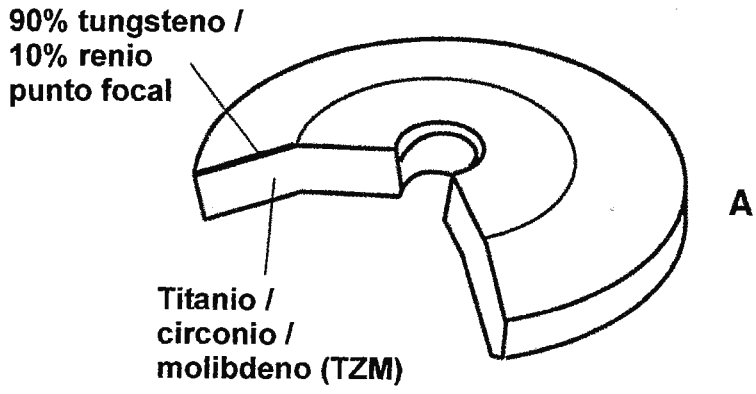
los tubos convencionales. Esta característica permite el manejo de corrientes mas altas e incrementa la disipación de calor.

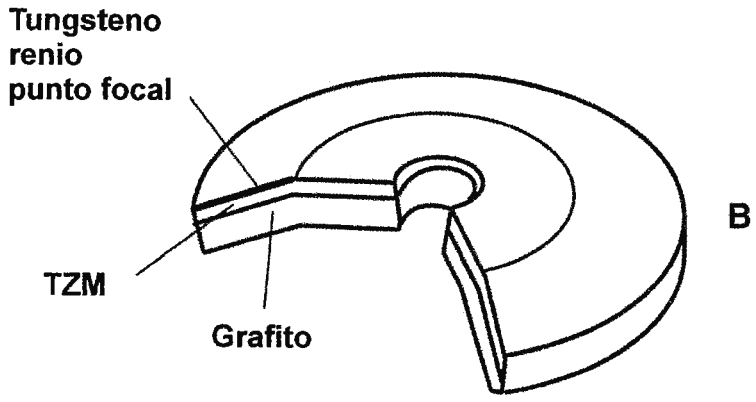
El cátodo consiste en uno o más filamentos de tungsteno colocados en una copa de enfoque.

La bomba de iones (getter) es hecha usualmente de bario para asegurar un vacío mediante la absorción de las moléculas de aire liberadas del blanco durante la operación.

El ánodo consiste de un disco, eje y cojinete. El ánodo de disco grande es más grueso que el disco convencional, los tres diseños básicos son:

- Disco de metales: utilizado en tubos convencionales (Fig. 26.a). Consiste en una base hecha de titanio, zirconio y molibdeno con un punto focal hecho de una capa de aleación de 90% tungsteno y 10% renio. Puede disipar el calor rápidamente. Desafortunadamente estos discos no pueden satisfacer los requerimientos de la tomografía espiral debido a su peso.
- Disco de grafito tratado con bronce (figura 26.b): consiste en un punto focal hecho de tungsteno y renio montado en una base de grafito tratado con bronce. El grafito aumenta la capacidad de almacenamiento de calor debido a su alta capacidad térmica, la cual es 10 veces más grande que el tungsteno. El material usado en el proceso de tratamiento con bronce influye en la temperatura de operación del tubo, y las altas temperaturas resultan en altas capacidades de almacenamiento de calor y enfriamiento más rápido del ánodo. Los tubos para espiral están basados en su mayoría en esta tecnología
- Disco de grafito con deposición química por vapor (figura 26.c): Utilizado también en tomografía espiral, consiste en una base de granito, con un punto focal hecho mediante una capa de tungsteno y renio depositada mediante procesos con vapores químicos. Este diseño permite discos grandes y ligeros con gran capacidad de almacenamiento de calor y rápido enfriamiento.





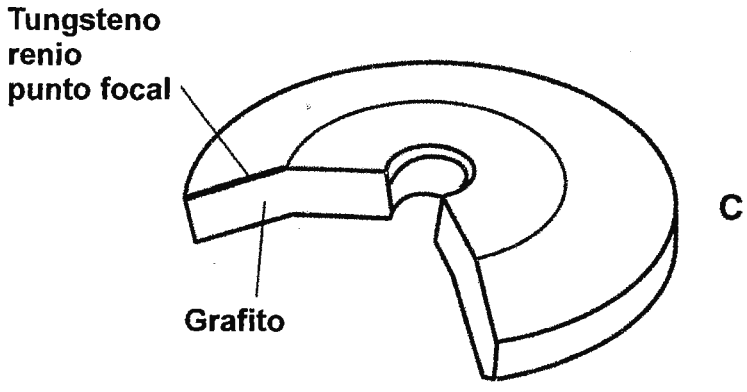


Figura 26. Tipos de ánodo giratorio.

El propósito de la estructura del cojinete es proveer y asegurar una rotación suave del disco. La rotación a alta velocidad permite manejo de altas energías.
Velocidades de rotación de 10,000 rpm son posibles incrementando la frecuencia de los bobinados del estator. La rotación suave es posible gracias a que los cojinetes están lubricados con plata. Sin embargo la tecnología de cojinetes produce problemas mecánicos y limita el rendimiento del tubo y por ello se introdujo el método de cojinete liquido (figura 27) para mejorar la rotación del disco.
El eje estacionario del ánodo consiste de surcos que contienen una aleación de metal liquido hecha a base de galio. Durante la rotación, el líquido es forzado hacia los surcos dando como resultado un efecto hidroplano entre la manga del ánodo y el liquido. El propósito de esta tecnología es conducir el calor lejos del tubo con mayor eficiencia que los cojinetes tradicionales y mejoras en el enfriamiento.

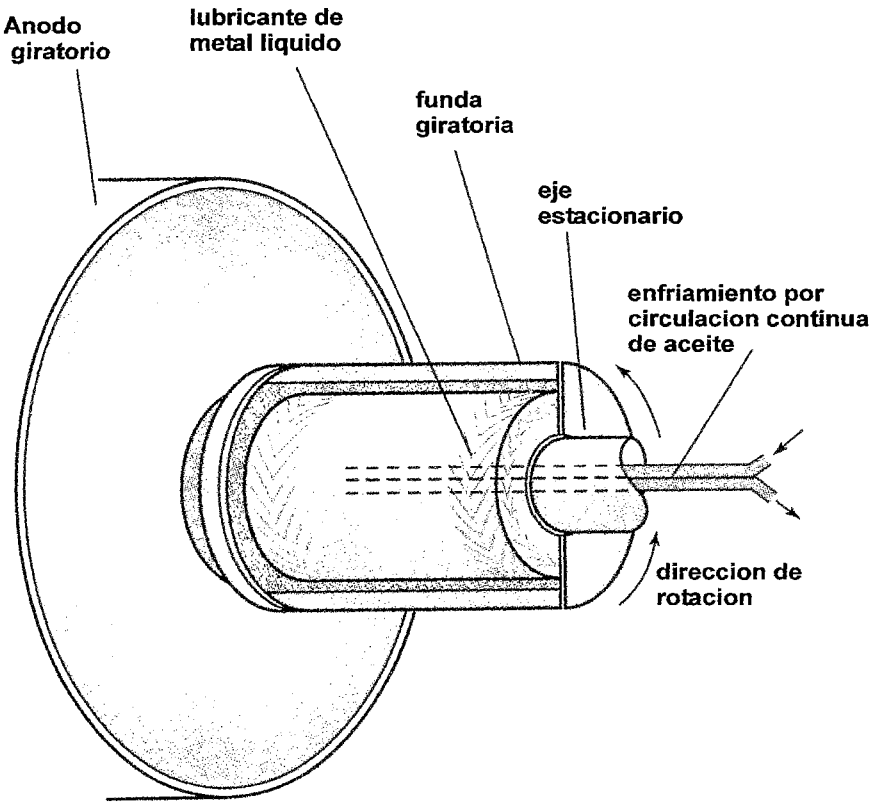


Figura 27. Diagrama del cojinete liquido de un ánodo giratorio.

Adicionalmente la tecnología de cojinete liquido es libre de vibraciones y ruido.
El centro del disco y el rotor también previenen la transmisión de calor del disco a los cojinetes. El rotor es un cilindro de cobre tratado con bronce con un cilindro de acero inoxidable interior y una cubierta de cerámica alrededor para mejorar la disipación de calor.

10.2.3 Colimadores y filtración.

Los sistemas de TC presentan varios colimadores, filtros y blindajes los cuales proveen filtración para el espectro de rayos x, definición de los cortes, protección al detector de la radiación dispersa y protección general de la radiación. Esto puede variar entre diferentes tipos de sistemas pero en principio, ellos ofrecen las mismas funciones.

10.2.3.1 Colimación

Una primera colimación es realizada muy cerca del foco para ajustar el haz la radiación generada a la geometría del detector. Esta primera reducción del cono de radiación esta dada por el recubrimiento de plomo del tubo de rayos x, el cual posee una apertura para definir ligeramente el haz de abanico. En segundo lugar, la forma definitiva del haz de radiación esta determinada por el colimador fijo. Un colimador adicional ajustable define el grosor de corte deseado.
Los colimadores al frente del detector – adicionalmente al colimador ajustable, hay siempre un colimador fijo con el ancho de la máxima colimación – se utilizan para reducir la contribución de la radiación dispersa. Se utilizan además, otro tipo de colimadores fabricados un material fuertemente absorbente, por ejemplo, hojas de tantalio de 100 µm de grosor, posicionadas entre cada elemento detector y alineadas con el foco de rayos X.
La influencia de la geometría del colimador y el tamaño del foco en la definición de corte se ilustra en la figura 28. Para un punto focal ideal se tiene como resultado un perfil de corte perfectamente rectangular. Para un foco real, el resultado es un perfil trapezoidal. La desviación del rectángulo puede ser reducida por un colimador movible enfrente del detector para reducir lo más posible las

desviaciones del rectángulo ideal que se espera. Se acepta, sin embargo, que la sección radiada es mayor que la sección medida por el detector.

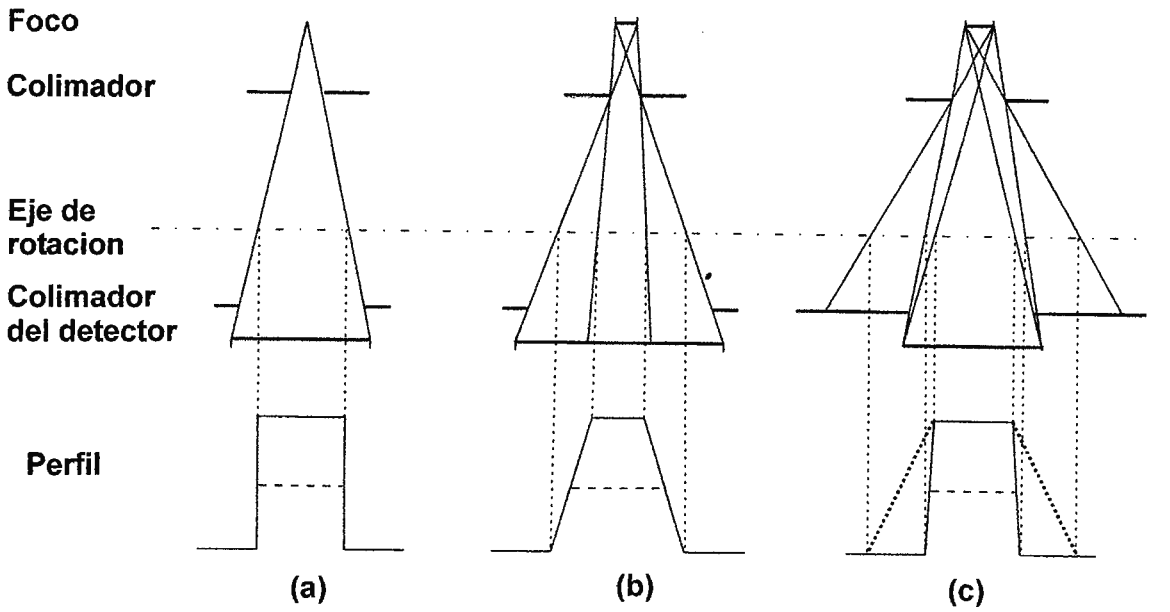


Figura 28. El ancho y perfil de exposición esta determinado por el tamaño del foco y la geometría del colimador, a) perfil ideal, b) y c) combinación de geometrías. Las líneas sólidas representan el perfil de corte y las punteadas el perfil de dosis.

10.2.3.2 Filtración.

La radiación que proviene del tubo de rayos X consiste en longitudes de onda largas y cortas, es un haz policromatico. Debido a que es esencial que el haz policromatico sea lo más homogéneo posible, se utilizan filtros especiales para satisfacer los requerimientos en el proceso de reconstrucción.

En tomografía la filtración tiene dos objetivos:

- La filtración remueve las longitudes de onda grandes porque no juegan un papel fundamental en la formación de la imagen, en lugar de ello contribuyen a aumentar la dosis. Como resultado de la filtración, la energía media se incrementa y el haz se hace mas "duro".
- La filtración moldea la distribución de energía del haz para producir una dureza uniforme cuando el haz atraviesa el filtro y el objeto (figura 29).

Se añaden ciertos componentes para la filtración del espectro de rayos x. Junto con la filtración inherente del tubo, la cual es equivalente a un grosor de 3 mm de aluminio, se adicionan hojas de cobre de 0.1 a 0.4 mm de espesor con el objeto de desplazar el espectro de rayos X a energías más altas. Esto se hace para reducir en gran medida las porciones de baja energía, las cuales contribuyen fuertemente a la dosis pero en menor grado a la señal.

Los llamados filtros moldeados (figura 30) poseen una forma que atenúa minimamente la radiación en el centro y en gran medida en la periferia. Estos filtros reducen la radiación dispersa que proviene de las zonas periféricas del paciente así como la dosis. El material de estos filtros debe ser de numero atómico bajo para mantener en un valor bajo las diferencias entre el centro y la periferia del espectro del abanico. El Teflón es un material muy eficiente para este tipo de filtros debido a su alta densidad combinada con un numero atómico bajo.

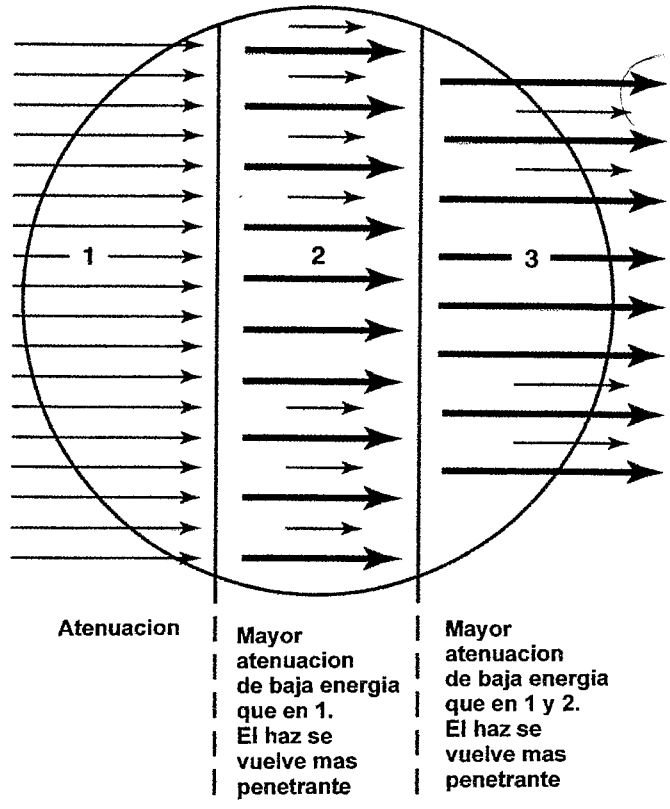


Figura 29. Atenuación de la radiación. El haz se vuelve más penetrante

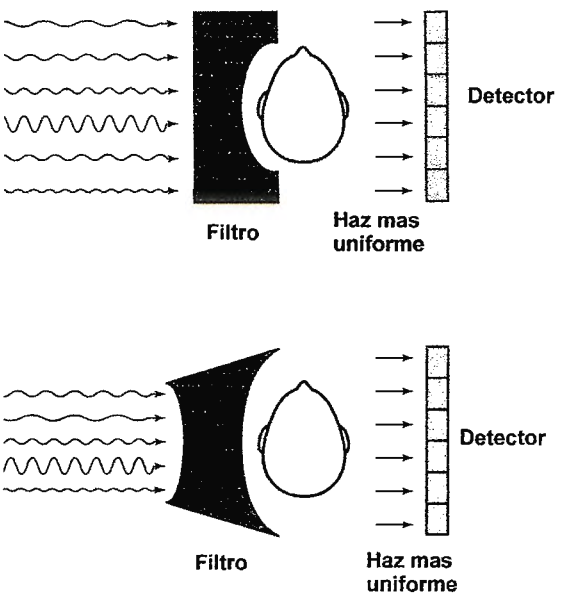


Figura 30. Dos tipos de filtros utilizados en CT

10.2.4 Sistema de Detectores.

El detector es el sistema de registro cuantitativo de la radiación ionizante incidente, por lo que constituye uno de los sistemas más importantes y tecnológicamente mas críticos de un sistema de tomografía computarizada. Su función es la de transformar la radiación incidente en la señal eléctrica correspondiente. Esta formado por los detectores sensibles a los rayos x y su configuración geométrica, los preamplificadores y los convertidores análogo – digital.

Existen diversos tipos de detectores, pero en tomografía computarizada se utiliza predominantemente dos principios de conversión y tipos de detectores:

- Cámaras de ionizacion, llenadas con Xenón a alta presión.
- Detectores de centelleo, en forma de cristales como yoduro de cesio o tungstanato de cadmio y materiales cerámicos, tales como oxisulfato de gadolinio.

Un diagrama de ambos tipos de detectores y su principio de operación se muestra en la figura 31.

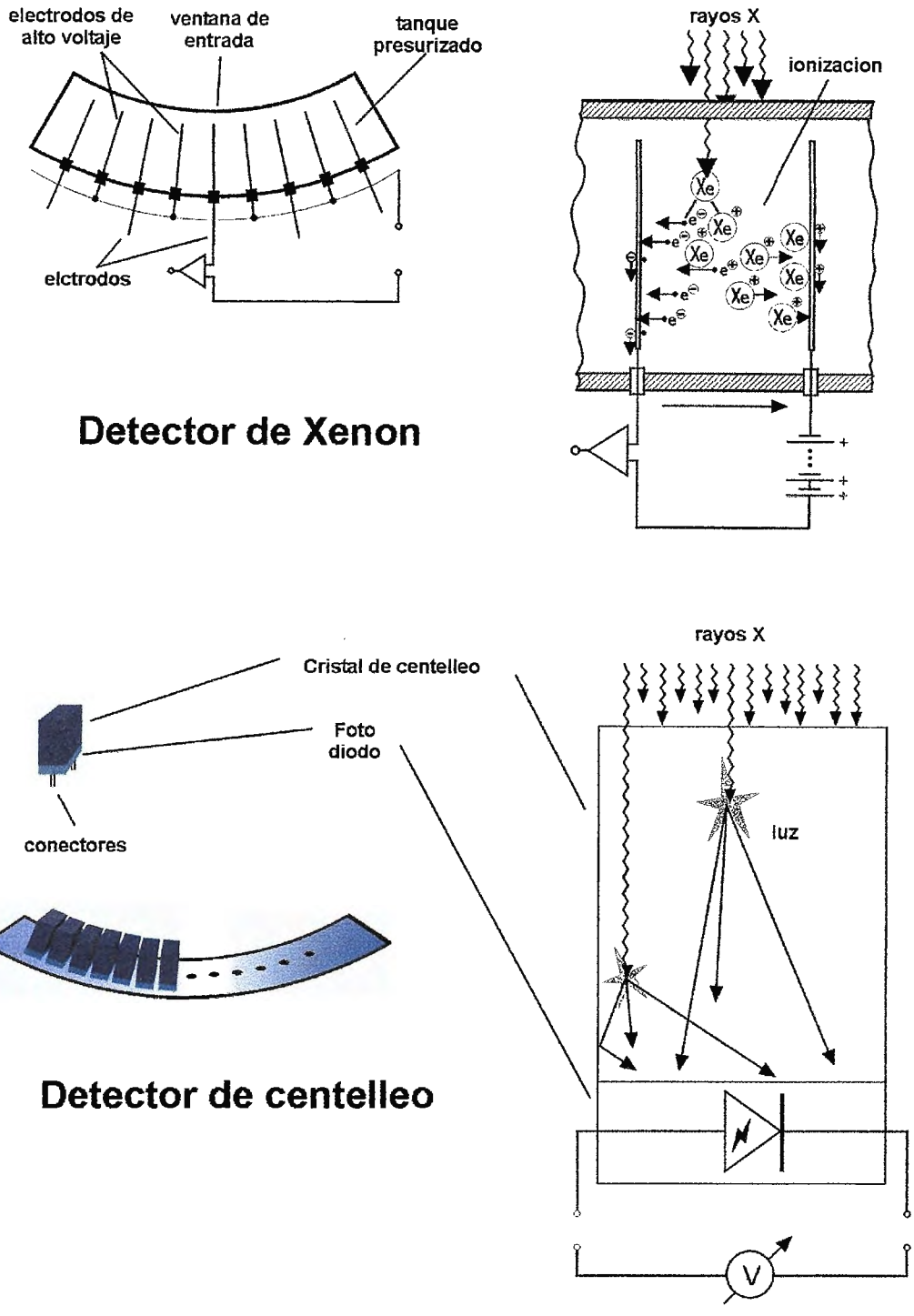


Figura 31: tipos de detectores comúnmente usados en tomografía computarizada.

Los detectores de Xenón ofrecen varias ventajas: su construcción es relativamente simple en principio, y la sensibilidad de cada canal individual es exactamente la misma siempre y cuando se mantenga la presión constante en la cámara. Sus ventajas decisivas son su rápido decaimiento y bajo brillo prolongado. Dentro de sus desventajas se puede mencionar su baja eficiencia cuantica comparado con los detectores de estado sólido. Esto no quiere decir que son inferiores a los sistemas que utilizan detectores de centelleo. Debe tomarse en cuenta todos los factores que influyen.

La eficiencia total del detector no esta dada solo por la eficiencia de absorción cuantica del material sino también por la eficiencia geométrica, la cual es determinada por los espacios muertos entre elementos individuales. Estos están típicamente en el rango de lo 0.1 a 0.2 mm en dirección al abanico para elementos de 1 a 2 mm de espesor. Además de lo anterior, el funcionamiento de los detectores de Xenón depende enormemente de su diseño: presión del gas, profundidad de la cámara, grosor de la ventana de entrada, etc. (tabla 5).

La demanda de tiempos de decaimiento muy cortos ha ganado importancia con la introducción de los tiempos de examen inferiores al segundo. El decaimiento temporal de la señal después de un corto pulso de radiación esta determinado por dos fenómenos:

- Por su decaimiento, la rápida caída exponencial de las componentes más grandes de las señales, y
- Por su brillo prolongado un segundo tiempo de decaimiento mas lento debido a la contribución de las señales pequeñas.

Las características superiores de los nuevos detectores de cerámica UFC (Cerámica Ultra Rápida por sus siglas en ingles), cerámica de oxisulfuro de gadolinio (Gd_2O_2S), poseen un tiempo de decaimiento de 10^{-6} seg.

Una mayor desventaja de los detectores de Xenón que arreglos de detectores de mas de una línea son muy difíciles de construir.

	20 cm H_2O	20 cm H_2O y 2 cm de hueso	20 cm H_2O y 4 cm de hueso
		120 kVp	
Xenon[4] (10 bar, 3 cm)	42.8 %	39.2%	32.9%
Xenon[4] (25 bar, 6 cm)	73.8%	74.0%	72.7%
Detector de centelleo de cerámica[5]	89.9%	88.1%	84.5%
		140 kVp	
Xenon[4] (10 bar, 3 cm)	38.4%	34.3%	27.1%
Xenon[4] (25 bar, 6 cm)	71.0%	70.3%	67.0%
Detector de centelleo de cerámica[6]	85.3%	83.0%	78.2%

Tabla 5. Eficiencia de detectores típicos en tomografía.

11. MODOS DE SCAN Y PARÁMETROS

11.1 Radiografía de exploración.

Es una imagen similar a la radiografía convencional que se utiliza para seleccionar la posición de los cortes o regiones completas a ser examinadas. Para este propósito es tubo de rayos X es mantenido fijo en una posición angular y el paciente es transportado a través del campo de medición a velocidad lenta, con la radiación emitida de forma continua. El resultado es una radiografía de baja resolución. Normalmente son tomadas en dirección antero posterior, postero anterior o lateral, como se muestra en la figura 32. En principio, puede ser escogido cualquier ángulo. Las radiografías laterales son de particular interés para seleccionar la angulacion del gantry de acuerdo a la anatomía. Esta radiografía el

[4] Ventana de entrada de 1.3 mm de aluminio, presión de la cámara y profundidad entre paréntesis.
[5] Oxisulfato de Gadolinio con 1.4 mm de profundidad
[6] Oxisulfato de Gadolinio con 1.4 mm de profundidad

sistema posiciona al paciente automáticamente para obtener los cortes o regiones definidos en ella.

Esto no solo ayuda a reducir el tiempo del examen sino también es de interés para la protección radiológica, ya que la radiografía de exploración es tomada a baja dosis reduciendo la necesidad de realizar cortes simplemente para orientación.

11.2 Tomografía Computarizada Secuencial. Corte por corte.

Por mas de dos décadas la tomografía computarizada ha consistido en la obtención de un solo corte secuencialmente. Esto significa que el sistema tubo detector realiza una rotación de 360° para obtener un corte, luego el paciente es transportado una distancia definida, comúnmente igual al grosor de corte seleccionado. Depuse de esto se toma el siguiente corte y se repite el proceso. Este modo consume mucho tiempo del examen en el movimiento de la mesa, y en la mayoría de los casos, para comandos de respiración.

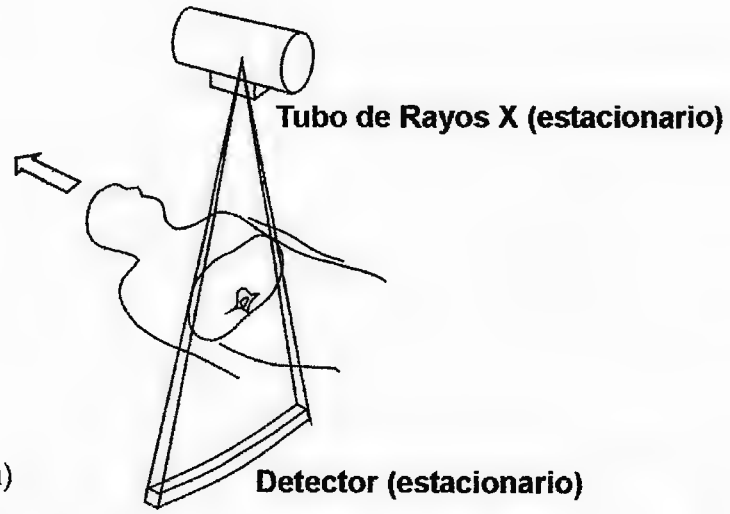
Otra desventaja de este modo es que no puede generar imágenes sobrepuestas, las cuales son muy importantes para en imágenes 3D de alta calidad.

Tomografía computarizada dinámica e intervencional requieren la capacidad de obtención de cortes secuenciales

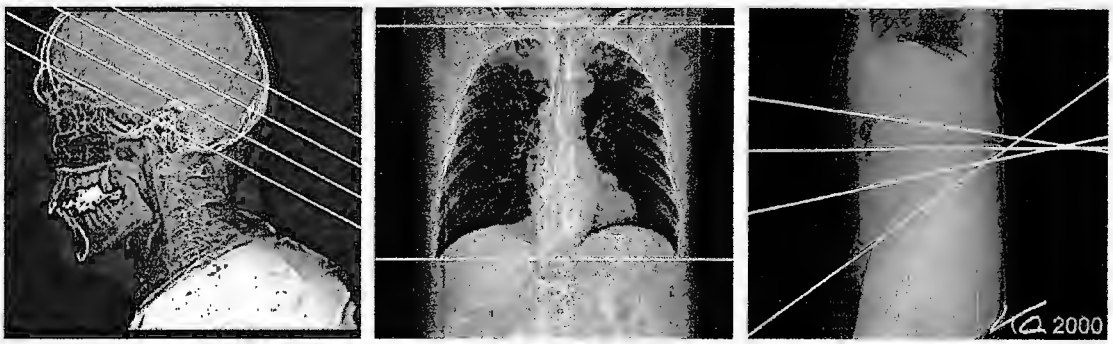
Los parámetros usados generalmente en el modo secuencial se muestran en la siguiente tabla. Son validos en gran medida para los otros modos de examen.

Parámetro	Símbolo	Valor típico
Voltaje	V	80 a 140 kVp
Corriente del tubo	I	10 a 500 mA
Potencia	P	10 a 60 kW
Grosor de corte	S	0.5 a 10 mm
Tiempo por rotación	t	0.5 a 2.0
Incremento del scan	SI	arbitrario
Numero de cortes	N_{rot}	10 a 60
Rango de scan	R	5 a 100 cm
		$R = (N_{rot} - 1) * SI + S$

Tabla 6. Parámetros utilizados en modo secuencial.



a)



b)

Figura 32. a) el paciente es transportado a través del campo de radiación con el tubo y detector fijos en una posición arbitraria, b) la radiografía de exploración permite la selección de posiciones, angulación o regiones.

11.3 Tomografía computarizada de doble energía. Imagen Selectiva de Material.

Los métodos de doble energía sirven para obtener información acerca de la composición del material en los tejidos examinados. Para lograr esto el corte seleccionado es scaneado con dos espectros diferentes, por ejemplo, con diferentes valores de kVp y la posibilidad de diferentes filtros. Esto puede ser hecho en dos scan sucesivos o conmutando rápidamente el voltaje en cada proyección

11.4 Tomografía computarizada dinámica.

Es utilizada para registrar cambios temporales en las características de atenuación de los objetos examinados. Tales cambios pueden representar procesos fisiológicos, tales como movimiento del corazón o respiración. Es aplicaciones clínicas es de gran interés la valoración de la dinámica del medio de contraste en ciertas regiones del cuerpo. Típicamente se seleccionan uno o varios cortes, se administra medio de contraste y los cortes se escanean repetidamente. El intervalo de tiempo entre corte depende del proceso fisiológico que esta siendo examinado y el tipo de medio de contraste.

La tomografía dinámica se realiza también en exámenes de fases múltiples de órganos completos después de la administración de medio de contraste.

11.5 Tomografía computarizada con fluoroscopia. Tomografía intervencional.

Métodos minimamente invasivos de terapia están ganando cada vez mas importancia. El desarrollo de los avances tecnológicos para intervenciones basadas y guiadas por imagen ha hecho una contribución importante a este método. Las intervenciones son llevadas comúnmente a cabo en las salas de examen de tomografía. El prerrequisito es la generación de imágenes aproximadamente en tiempo real, correspondiendo a la fluoroscopia en la radiología convencional.

El monitoreo de intervenciones por medio de la tomografía puede ser llevado a cabo con sistemas de un solo corte, tomando intervalos grades de tiempo en la mayoría de los casos. El termino de fluoroscopia se refiere principalmente a la obtención continua de un corte pero con el tiempo mas rápido posible de reconstrucción y presentación de imagen. Para lograr la aproximación mas cercana a esta demanda de presentación en tiempo real, se utilizan matrices pequeñas, 256 x 256 en lugar de 512 x 512. De esta manera es posible lograr frecuencias de cinco o mas imágenes por segundo, permitiendo la monitorización de intervenciones casi en tiempo real.

11.6 Tomografía computarizada en espiral. Escaneo de volúmenes.

Tomografía en espiral significa escaneo rápido y continua de volúmenes. Reemplaza la obtención secuencial de imágenes la cual posee un muestreo discreto a lo largo de eje longitudinal del paciente. Los prerrequisitos técnicos para su implementación fueron proporcionados con la introducción de la tecnología de anillos deslizantes en sistemas de rotación continua. El principio de la tomografía en espiral se explicara en un apartado posterior.

12. SISTEMAS TOMOGRAFICOS ALTERNATIVOS.

En la siguiente sección se describen ciertos sistemas que hasta ahora no han sido utilizados clínicamente o solo se les ha dado un uso muy limitado. Estos sistemas son considerados exóticos debido a los problemas de calidad de imagen y otras desventajas o no son considerados económicos debido a su alto costo y esfuerzo de implementación. Sin embargo serán descritos ligeramente por razones de interés general.

12.1 Tomografía computarizada por emisión de electrones (EBCT).

Estos sistemas fueron introducidos en 1977, su característica principal era la de proveer tiempos de scan extremadamente cortos para exámenes del corazón. El concepto revolucionario era el de examinar sin movimiento mecánico. Para esto un haz de electrones es generado, acelerado, enfocado y guiado electromagnéticamente hacia unos ánodos alrededor del paciente (figura 33).

Un scan parcial de 216° se completa entre 50 y 100 milisegundos y puede ser repetido prácticamente sin retardo. Fue introducido al mercado por Imatron Inc. Todavía existen unidades en uso actualmente. Aunque su meta era cubrir la mayoría de aplicaciones radiológicas, su enfoque principal han sido las aplicaciones cardiacas. Los altos costos y limitaciones en la calidad de imagen limitaron su aceptación general y uso clínico. Esos problemas no fueron superados y no se hicieron desarrollos en esa área. Las nuevas tecnologías de múltiples cortes en espiral probaron ser superiores en calidad de imagen y velocidad de examen por volumen. Aun para imágenes del corazón, las cuales eran

consideradas la especialidad del EBCT debido a su corto tiempo de examen, es posible obtener una mejor calidad de imagen con sistemas de tomografía convencional con tiempos de rotación menores de 1 segundo y múltiples cortes en espiral.

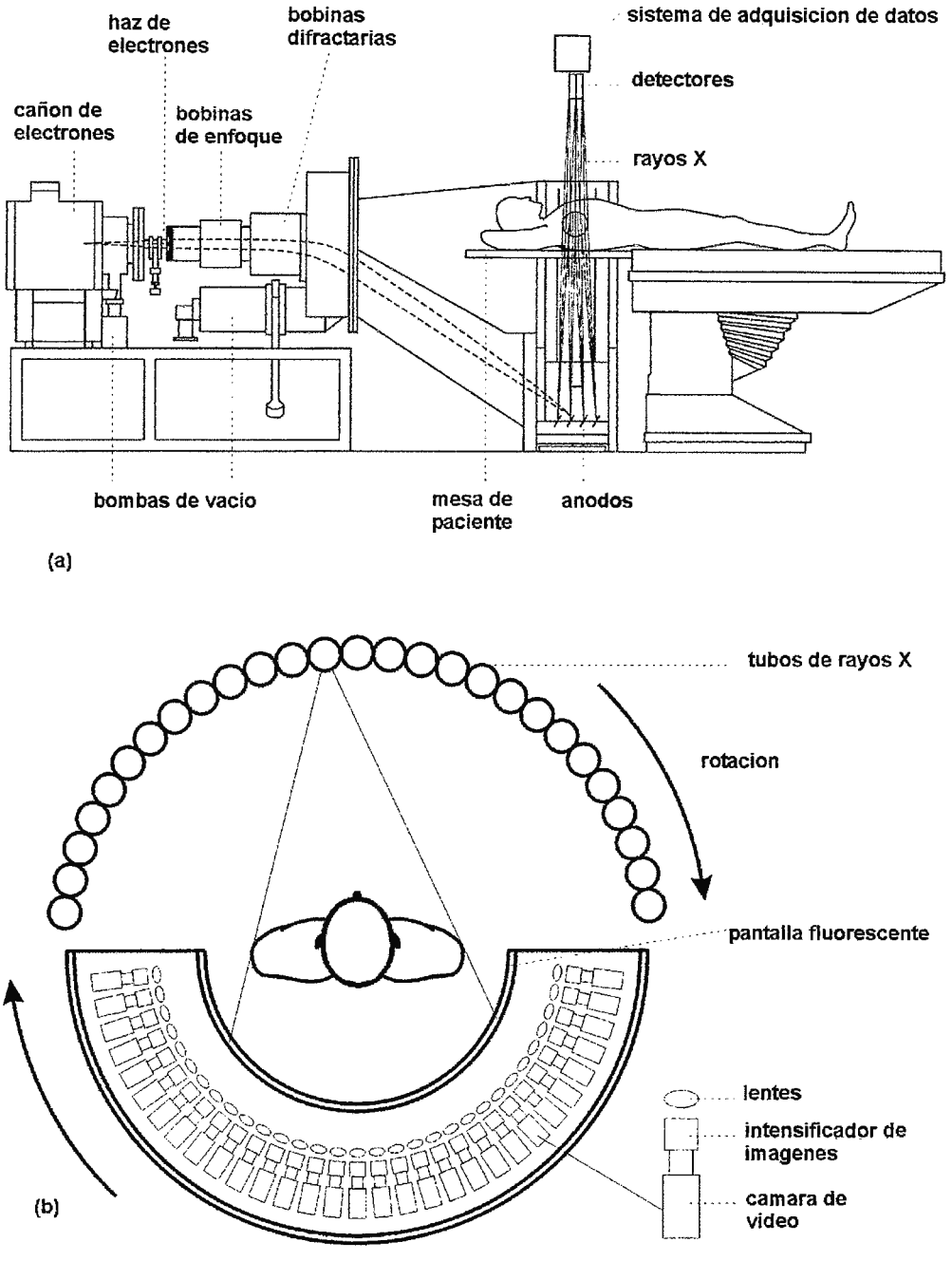


Figura 33 Conceptos alternativos.
a) Tomografía por emisión de haz de electrones
b) "Reconstructor espacial dinámico",

12.2 El "Reconstructor espacial dinámico".

Un enfoque diferente de adquisición rápida de volumen fue sugerida utilizando tecnología convencional. En una aparente configuración gigante se planeo colocar 28 tubos de rayos X y 28 pantallas fluorescentes rotando continuamente alrededor del paciente (figura 33). En lugar de scanear cortes únicos sucesivamente, se propuso una haz de radiación con geometría en forma de cono para cubrir un volumen completo en solo una rotación. El sistemas fue creado a una escala menor con solo 14 tubos de rayos X para experimentos fisiológicos en animales. Este permitía la adquisición simultanea de 240 cortes de 0.9 mm de espesor. El tiempo total de scan de este gigante, el cual pesa varias toneladas, era de solo un segundo.

12.3 Tomografía computarizada con haz de cono.

La transición de adquirir uno o unos pocos cortes de un objeto marca la transición de la geometría de haz de abanico hacia la de haz de cono.

No existe una definición exacta de cuando un haz de abanico, el cual se asume perfectamente plano, se convierte en haz de cono. Para los sistemas de uso clínico hoy en día, siempre se asume un una geometría estrictamente planar, aun para haces que cubren hasta 4 x 8 mm en la dirección z, por lo que es mas apropiado basar la definición en el tipo de reconstrucción en lugar del tipo de detector. Para todos los sistemas multicorte actuales se asume una geometría ideal de haz de abanico. En todos los casos se aplica una reconstrucción en 2D. La geometría de haz de cono se refiere cada vez que se toma en cuenta una geometría no planar y se lleva a cabo una reconstrucción inmediata en 3D.

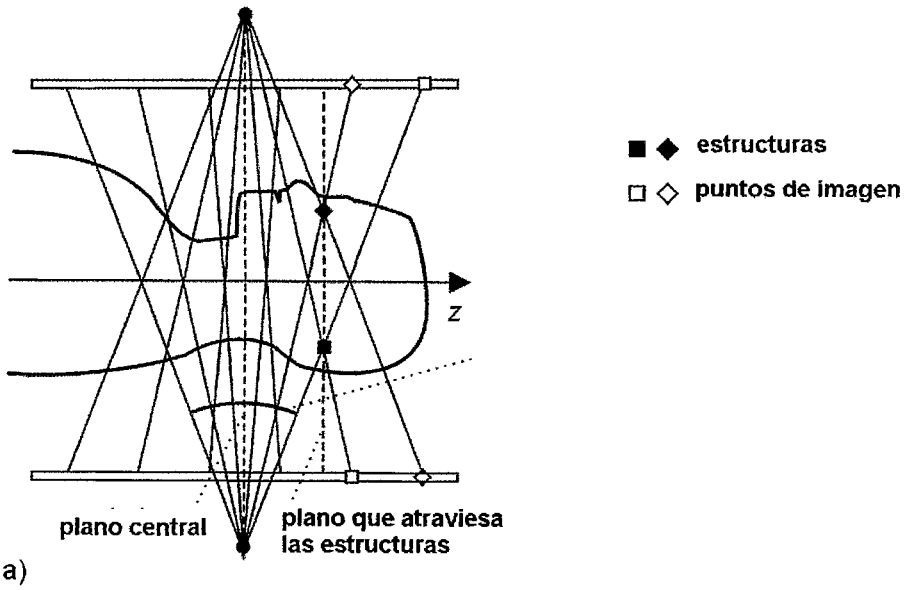
El principal problema inherente a la geometría de cono se ilustra en la figura 34.a. Los detalles del objeto son proyectados en diferentes filas de detectores para diferentes ángulos de proyección, dependiendo de su distancia hacia el plano central. Los datos adquiridos en 360° de rotación por un detector de rotación no circular, no representa ya un corte planar.

Los sets de datos adquiridos por un sistema de haz de cono aumentaran sus inconsistencias con el incremento de la distancia del detector hacia el plano

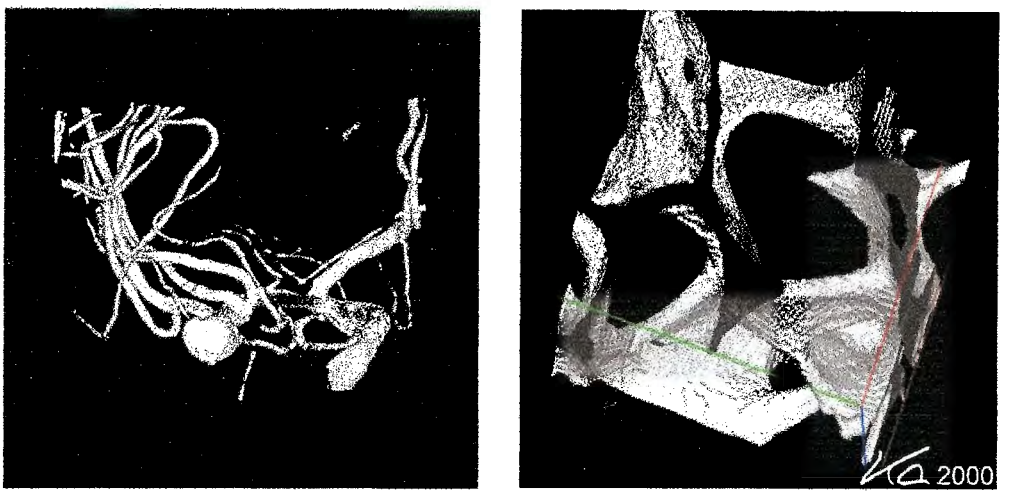
central. Por esta razón, los sistemas de tomografía con haz de cono y detectores que abarcan un área son empleados hoy en día solo cuando se permite un compromiso con la calidad de imagen. Este es el caso de imágenes de alto contraste, las cuales requieren una resolución espacial alta sin importar los artefactos que influyen en la observación de detalles de bajo contraste. Ejemplo de esto son las imágenes de vasos sanguíneos después de la administración de medio de contraste o aplicaciones en prueba de materiales para medicina o industria.

En ambos casos se utilizan detectores de área. La angiografía por tomografía computarizada en 3D es adquirida por un brazo C y un intensificador de imagen convencional después de una inyección de material de contraste intrarterial (figura 34.b). Esto solo permite la evaluación de la anatomía y patología vascular, no así los tejidos blandos, que presentan bajo contraste. El examen de micro tomografía (micro CT) de una biopsia de hueso (figura 34.c) fue tomado con un detector CCD de 1024 x 1024. Hoy en día los sistemas de micro tomografía están comercialmente disponibles.

En ambos casos, angiografía y biopsia, se utilizan algoritmos de reconstrucción en 3D. La resolución espacial es extremadamente grande y se utilizan elementos de dimensiones efectivas de 10 μm. Los requerimiento de detección de detalles de bajo contraste, que debe tener todo sistema de tomografía de uso clínico, no han sido alcanzados completamente.



a)



b) c)

Figura 34. Haz de cono. A) A mayor ángulo del cono, mayores son las inconsistencias potenciales en los datos. B) Angiografía en 3D con intensificador de imagen rotacional. C) Sistema de micro tomografía de una biopsia de hueso usando un detector CCD de 1024 x 1024.

PRINCIPALES DESARROLLOS DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.

Hoy en día los sistemas de tercera generación son los mas comunes comercialmente y a los que las empresas han invertido la mayor parte de sus recursos. Esto permitió el desarrollo de la Tomografía Espiral y posteriormente la Tomografía Multicorte. En el siguiente capitulo se explican en que consisten y sus ventajas sobre la Tomografía Secuencial.

13. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN ESPIRAL.

La introducción de los sistemas de rotación continua que podían manejar tiempos de rotación menores a 1 segundo llevó al desarrollo de nuevas técnicas. Una de esas técnicas es la tomografía computarizada en espiral (figura 35).

Esta técnica marcó una nueva tendencia en la fabricación de sistemas de tomografía computarizada.

En tomografía computarizada secuencial es necesario cumplir dos requerimientos básicos para evitar implicaciones en la calidad de imagen:

- El objeto a ser examinado, en este caso el paciente, no se debe mover durante la adquisición, y
- La geometría del scan debe ser perfectamente planar

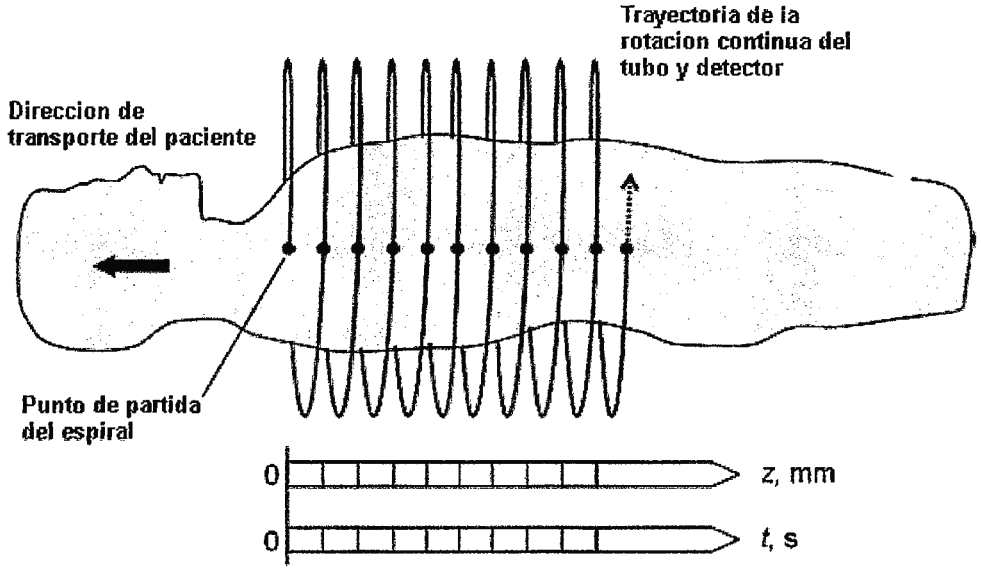


Figura 35. Principio de la técnica en espiral.

La técnica de tomografía secuencial, un corte a la vez, ha probado ser practica pero posee sin embargo algunas desventajas. Por un lado, el tiempo de examen es significativamente largo debido al tiempo que se necesita entre corte y corte para el movimiento de la mesa, pausas para respiración, etc. Esto es una desventaja, por ejemplo, cuando se utiliza medio de contraste ya que no todos los cortes pueden ser adquiridos en el tiempo de mayor realce.

Si el paciente o alguno de sus órganos internos se mueven durante el scan el resultado son artefactos de movimiento en la imagen. Lo mismo sucede si la mesa se desplaza durante la adquisición. Los artefactos surgen cuando el foco del tubo de rayos x, debido a efectos térmicos o inexactitudes mecánicas no sigue la trayectoria esperada o cuando el foco y el detector no rotan en el mismo plano.

En los órganos que son afectados por el movimiento respiratorio o del paciente, siempre existe la posibilidad de que ciertos cortes o estructuras anatómicas sean escaneados dos veces o ninguna. La relevancia de este problema radica en que el paciente nunca podrá reproducir su patrón respiratorio exactamente. Este problema se ilustra en la figura 36 mediante el esquema de un examen pulmonar.

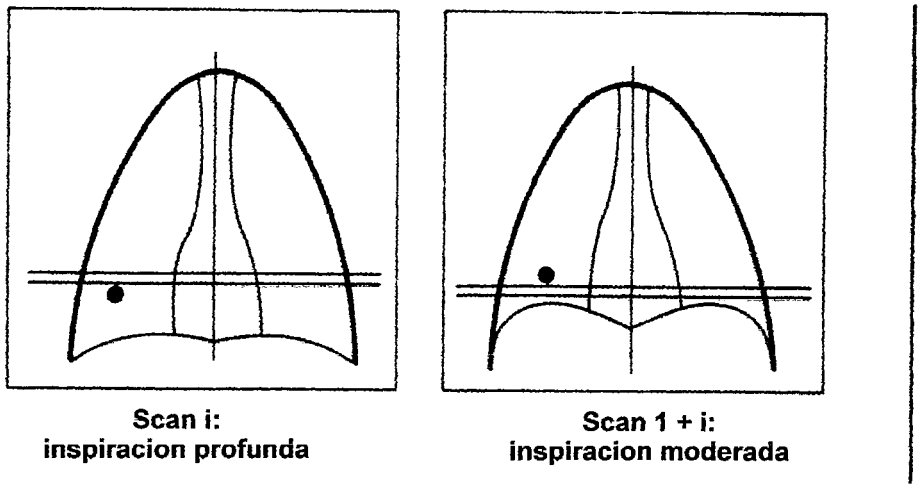


Figura 36: Problemas con imágenes de nódulos en el pulmón. El movimiento respiratorio puede evitar el registro de estructuras aisladas pequeñas.

Debido a que en la tomografía en espiral los datos son adquiridos en volúmenes en lugar de cortes, los sistemas tienen que cumplir los siguientes requerimientos:

1. Rotación continua del sistema basado en la tecnología de anillos deslizantes.
2. Movimiento continuo de la mesa

3. Incremento del manejo de energía del tubo, capaz de entregar al menos 200 mA por revolución continua en el tiempo que dura la adquisición del volumen.
4. Incremento de la capacidad de enfriamiento
5. Algoritmos de reconstrucción espiral.
6. Buffer de memoria de alta capacidad para almacenar la gran cantidad de datos generados.

13.1 Escaneo de un volumen mediante la geometría en espiral.

El escaneo de un volumen requiere de un sistema de tomografía computarizada que pueda adquirir datos continuamente. El paciente tiene que ser transportado continuamente en sincronía con la adquisición continua de datos. La rotación continua del detector y el tubo de rayos X y la traslación simultanea del paciente resulta en una trayectoria espiral del foco del tubo con relación al paciente (figura 35).

La adquisición de datos en espiral puede traer varios problemas:

1. No existe un corte definido y por tanto la localización de un corte particular es difícil.
2. La geometría del volumen adquirido en espiral es diferente al secuencial (figura 37). En la tomografía secuencial en tubo rota alrededor del paciente 360° para adquirir un set de datos completo en geometría planar para generar un corte (figura 37.a). Se dice entonces que estos datos son consistentes, es decir adquiridos a partir de un corte o plano. En espiral, los datos son adquiridos en una geometría no planar (figura 37.b), los datos son adquiridos desde diferentes regiones del volumen.
3. El ancho del corte efectivo se incrementa debido al ancho del haz y la velocidad de la mesa
4. Debido a la ausencia de un corte definido, los datos de las proyecciones son inconsistentes.

5. Al utilizar proyecciones con datos inconsistentes con los procesos de reconstrucción estándar aparecen artefactos similares a los producidos por movimiento en la tomografía secuencial.

Estos problemas pueden ser superados a través del uso de algoritmos de interpolación. La interpolación es una técnica matemática con la cual un valor desconocido puede ser estimado si se conocen los valores contiguos a cada lado. Para eliminar los artefactos de movimiento que surgen debido al movimiento continuo durante el scan se necesita realizar dos procesos:

1. Calculo, utilizando interpolación, de los datos planares a partir del volumen adquirido. Los datos planares son una buena aproximación a los obtenidos en un corte en tomografía secuencial (figura 38). En el volumen adquirido, se puede seleccionar un corte en cualquier lugar de el.
2. Reconstrucción de las imágenes de manera similar a la tomografía secuencial, usando algoritmos de retroproyección y convolución. El resultado de estos dos procesos son imágenes libres de artefactos.

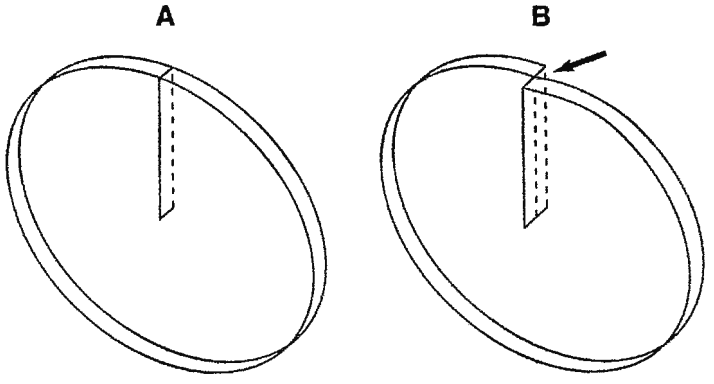


Figura 37. Geometría de corte característica para A) tomografía secuencial y B) tomografía espiral.

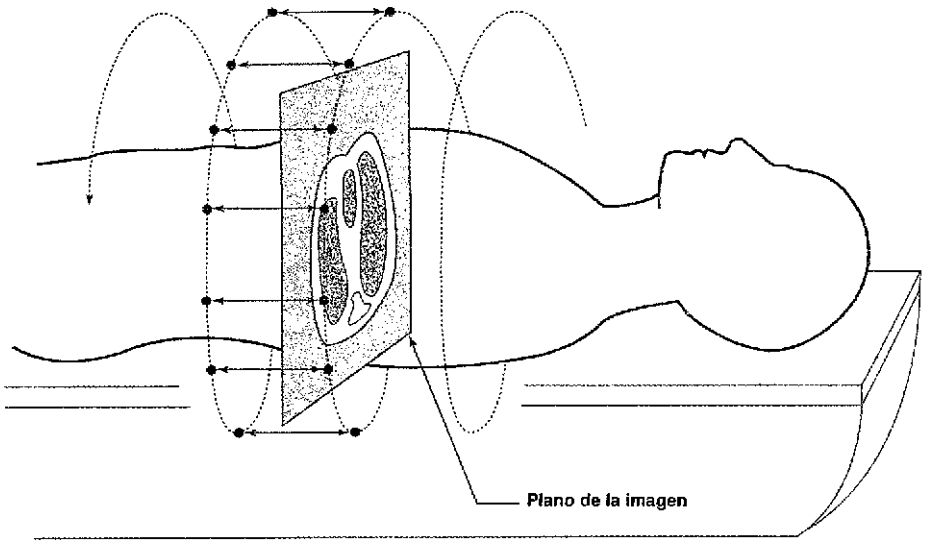


Figura 38. El primer paso para producir una imagen en espiral es calcular los datos planares a partir de los datos de espiral mediante la interpolación

Existen diversos algoritmos de interpolación para producir datos planares; la interpolación lineal es la aproximación simple. Dos algoritmos de interpolación lineal en tomografía espiral son de 360° y el de 180°.

- Algoritmo de interpolación lineal de 360°. Este fue el algoritmo usado durante las primeras etapas de la tomografía espiral. El principio de este algoritmo se muestra en la figura 39. El corte planar es interpolado usando datos medidos a 360° de distancia. El problema fundamental de este algoritmo es que degrada la calidad de imagen.
- Algoritmo de interpolación lineal de 180°. Este algoritmo mejora la calidad de imagen del algoritmo lineal de 360° utilizando puntos que están más cercanos al corte planar a ser interpolado (figura 40). La diferencia básica entre el algoritmo de 360° y el de 180° es que el segundo espiral (línea punteada figura 40) es calculado a partir de los datos adquiridos en espiral y es desfasado 180°. En este caso, el corte planar puede ser interpolado con datos más cercanos a el. Este proceso mejora la calidad de imagen. Adicionalmente, se pueden implementar en los sistemas algoritmos de interpolación no lineal de

alto orden cuya influencia en la calidad de imagen no es fácil de predecir y controlar. En un sistema dado, el algoritmo exacto y su implementación, el cual tiene una influencia significante en la calidad de imagen y comportamiento de los artefactos, no esta documentado ya que se considera confidencial por el fabricante.

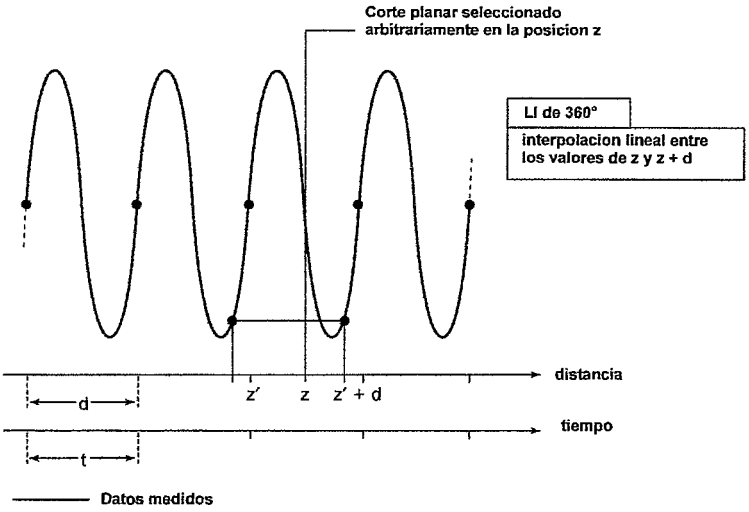


Figura 39. Algoritmo de interpolación lineal de 360°.

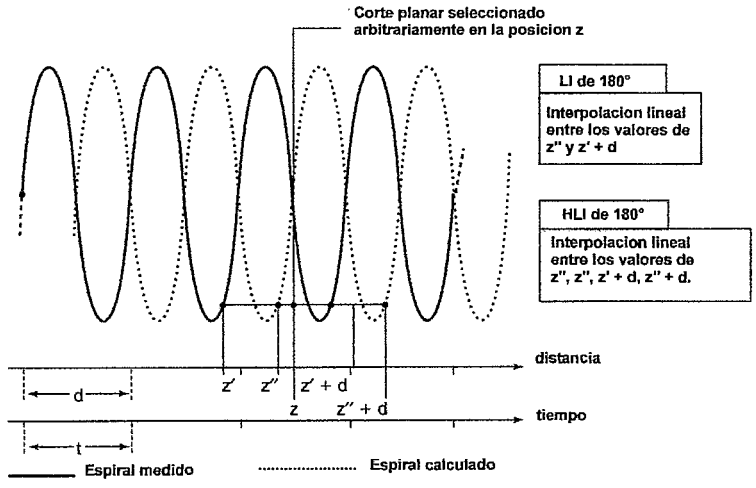


Figura 40. Algoritmo de interpolación lineal de 180°

La figura 41 muestra una comparación entre los procesos de adquisición y reconstrucción de imagen para la tomografía secuencial y la espiral. La diferencia es la incorporación de la interpolación lineal.

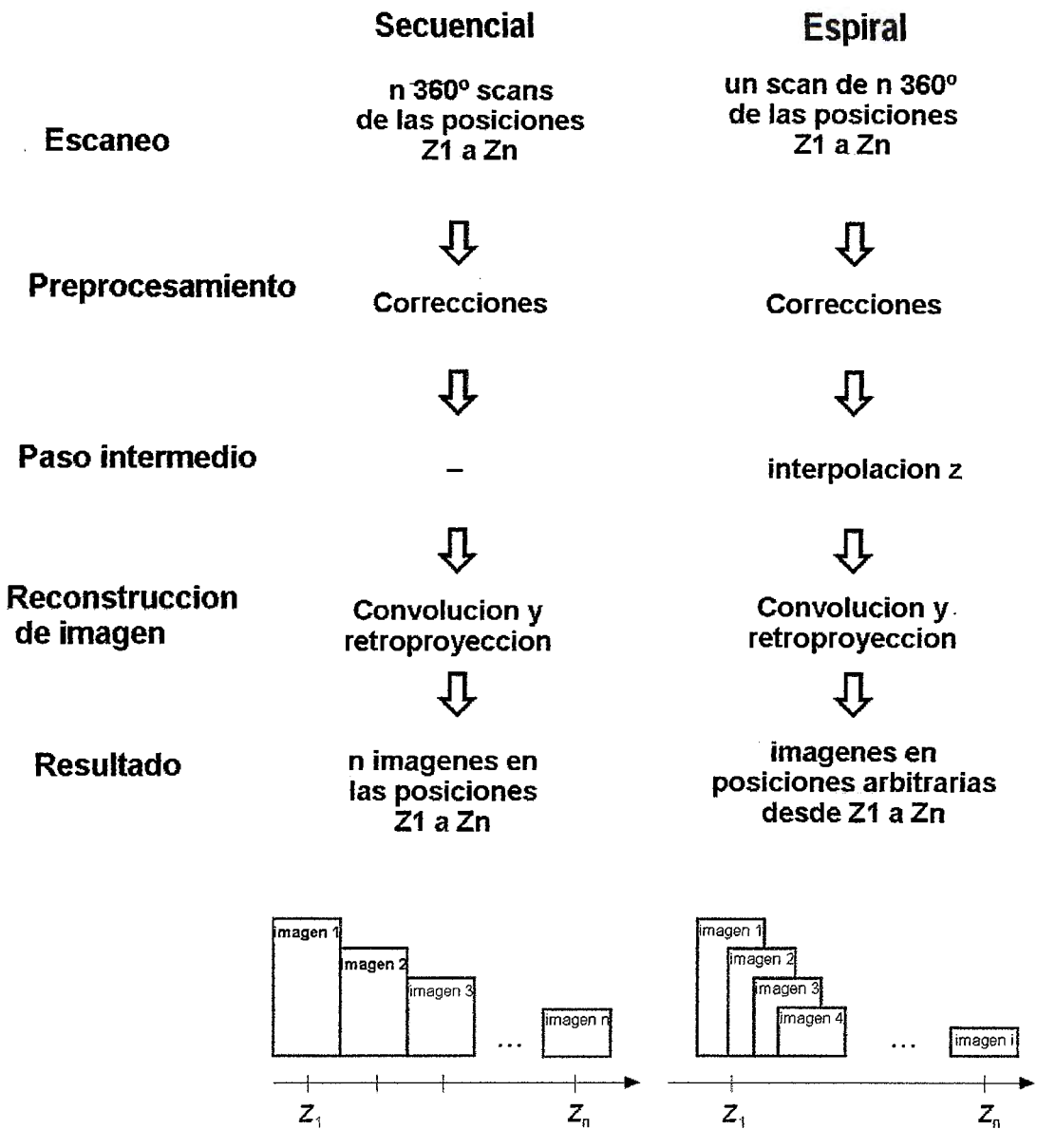


Figura 41. Comparación entre los pasos de reconstrucción de imagen para tomografía secuencial y espiral.

13.2 Parámetros de imagen básicos en tomografía espiral

Los parámetros básicos utilizados en la técnica en espiral son en su mayoría los mismos que en la técnica secuencial. Los valores de los parámetros pueden variar, en particular debido a ciertas restricciones en la técnica en espiral. La corriente máxima disponible del tubo para exámenes en espiral es menor que para exámenes secuenciales para prevenir una sobre temperatura en el ánodo del tubo durante periodos largos de examen.

13.2.1 Pitch

En tomografía espiral se utiliza un parámetro llamado pitch, el cuan consiste en la velocidad de la mesa en mm por 360° de rotación del tubo de rayos X (figura 42). Para sistemas de un solo corte con tiempo de rotación de 1 segundo, esto corresponde exactamente a la velocidad de la mesa: 1 mm/s. Para sistemas de rotación de tiempos menores a 1 seg., la relación no es tan simple. La relación entre el desplazamiento de la mesa y el numero de cortes se denomina pitch o factor pitch, como sigue:

$$p = \frac{d}{S}$$

donde:

d: desplazamiento de la mesa en mm por rotación

S: espesor del corte.

Para un sistema con un espesor de corte de 3 mm y un desplazamiento de la mesa d =6 mm por rotación, nos resulta un pitch = 2.

El pitch es una cantidad adimensional. Es de gran importancia para calidad de imagen y dosis. Usualmente se escogen valores de pitch entre 1 y 2. El pitch debe ser más grande que 1 para cubrir el volumen de interés en el menor tiempo posible y reducir la dosis comparado con la técnica secuencial. No debe tampoco exceder el valor de 2, para excluir desfases a lo largo de eje z (longitudinal a paciente). La elección del pitch esta determinada principalmente por

consideraciones practicas; en general por la pregunta de cual tiempo de examinacion T (seg.) es deseable o aceptable para un rango de determinado R (mm). Con esto se obtiene directamente la velocidad de desplazamiento de la mesa: d' = R / T (mm/s).

Tomando en consideración el espesor de corte y el pitch, la velocidad de desplazamiento de la mesa esta dada por:

$$d' = \frac{p.S}{t_{rot}}$$

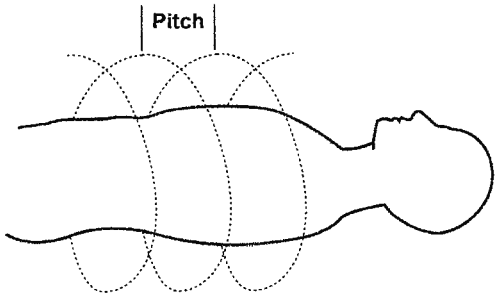


Figura 42. El Pitch es la distancia que se mueve la mesa por rotación del tubo de rayos X.

El pitch puede incrementarse para incrementar el volumen adquirido y aumentar la velocidad de examinacion (figura 43).

13.2.2 Volumen adquirido

El volumen adquirido para un tiempo de scan y grosor de corte dados esta dado por la siguiente formula:

Volumen adquirido = pitch x grosor de corte x tiempo de scan

Otro factor que influencia el volumen adquirido es el tiempo de rotación del tubo. En este caso el volumen adquirido esta dado por:

$$\text{Volumen adquirido} = \frac{(\text{pitch x grosor de corte x tiempo de scan})}{\text{Tiempo de rotación del tubo}}$$

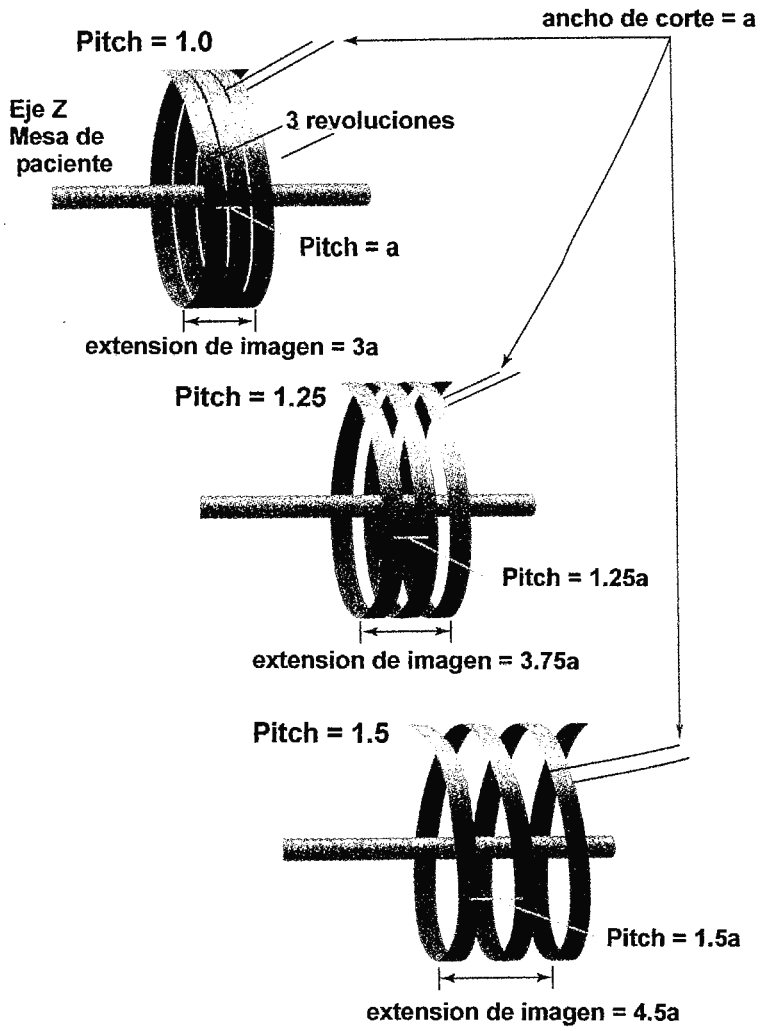


Figura 43. El Pitch puede incrementarse para incrementar el volumen adquirido aunque la calidad de imagen se degrada.

13.2.3 Colimación y velocidad de la mesa.

La colimación determina el grosor de corte y en la mayoría de los casos es igual a la velocidad de la mesa (pitch de 1). La selección de la colimación también depende del tipo de tejido a ser examinado. Estructuras pequeñas requieren grosores de corte pequeños, mientras que las estructuras grandes pueden ser adquiridas con cortes gruesos.

Otro parámetro de importancia es la velocidad de la mesa (mm / sec). Al incrementar la velocidad de la mesa el pitch se incrementa y da como resultado perdidas en la calidad de imagen. Para adquirir un cierto volumen, es importante

tener en mente dos parámetros que influencian la calidad de imagen: la colimación y la velocidad de la mesa.

13.2.4 Tiempo de scan.

Otro parámetro que define el operador es el tiempo de scan, el cual se refiere a la duración del scan. Este tiempo depende de la condición respiratoria del paciente. La mayoría de sistemas de tomografía espiral tienen protocolos para pacientes con dificultad para mantener la respiración. En lugar de adquirir el volumen completo, este se adquiere en pequeños volúmenes con pausas entre cada uno para permitir la respiración del paciente.

13.2.5 Incremento de Reconstrucción (IR).

Otro parámetro único en la tomografía espiral es el incremento de reconstrucción, conocido también como "intervalo de reconstrucción". Es la distancia de separación entre posiciones de imágenes contiguas. El incremento de reconstrucción determina el grado de sobre posición seccional para mejorar la calidad de imagen. Si el IR disminuye, la calidad de imagen aumenta con el compromiso que aumenta también el tiempo de reconstrucción, requerimientos de almacenamiento de datos, tiempo de evaluación del estudio.

La reconstrucción de imágenes sobrepuestas trae consigo ventajas fundamentales respecto a la reconstrucción 3D. Un 50% de sobreposicion, esto es un incremento de reconstrucción de la mitad del grosor de corte, es un buen valor para espiral (IR = grosor de corte / 2; dos imágenes por corte). Un incremento de reconstrucción de imagen igual al grosor de corte (IR = 1) corresponde a una imagen secuencial y no presenta mayores ventajas. Una sobreposicion grande (IR = grosor de corte / 3 o 67% de sobreposicion) es de gran ventaja imágenes 3D.

14. TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA MULTICORTE

Los sistemas de tomografía computarizada convencionales utilizan detectores de una sola fila de elementos y adquieren un corte por rotación. Un sistema de multicorte, por el contrario, utiliza detectores de múltiples filas de elementos y puede adquirir varios cortes por rotación. Debido a consideraciones de costos, estos sistemas no poseen canales electrónicos para cada elemento. Para lograr los diferentes espesores de corte, el sistema combina la señal proveniente de varios elementos detectores. Lo anterior implica la capacidad de definir el ancho del corte mediante una combinación de señales mientras que el abanico de radiación es colimado de la misma manera que los sistemas de un solo corte.

Los avances fundamentales de los sistemas multicorte incluyen tiempos de adquisición sustancialmente cortos, creación retrospectiva de secciones con diferente grosor a partir de los mismos datos y mejoramiento de la reconstrucción tridimensional con reducción de artefactos.

Las ventajas fundamentales de la tomografía computarizada multicorte incluyen tiempos de adquisición sustancialmente cortos, creación retrospectiva de secciones más delgadas o más gruesas a partir de los mismos datos en bruto y mejoras en reconstrucción tridimensional disminuyendo artefactos.

14.1 Principios básicos.

Anteriormente habíamos definido el factor pitch como sigue:

$$p = \frac{d}{S}$$

donde:

d: desplazamiento de la mesa en mm por rotación

S: espesor del corte.

En la tomografía multicorte el factor pitch se ve influenciado por el numero de cortes simultáneos que el sistema pude adquirir, así:

$$p = \frac{d}{M.S}$$

donde:

M : numero de cortes simultáneos.

Con esta definición el rango de $1 \leq p \leq 2$ para sistemas de un solo corte se extiende desde $1 \leq p \leq 8$. En la figura 36 se muestran varios esquemas de un sistema de cuatro cortes con diferentes valores de pitch. Las proyecciones están simbolizadas por flechas.

A partir del ejemplo de la figura 44 podemos sacar las siguientes conclusiones:

- Para valores de pitch menores de 4, los cuatro cortes se sobreponen en cierto grado después de una rotación. Pitch 2 es un caso de doble muestreo. Por lo tanto en este régimen de $1 \leq p \leq 4$, el muestreo múltiple puede ser usado para reducir la corriente del tubo.
- Sin embargo, la adquisición de datos a partir de múltiples rotaciones degrada la resolución temporal del sistema. Por consiguiente para obtener imágenes de calidad de órganos en movimiento se debe de evitar utilizar valores de pitch menores a 4.
- La distancia entre muestras contiguas nunca debe exceder el grosor de corte seleccionado hasta un pitch de 8. Esto abre la posibilidad de realizar grosores de corte independientes del pitch y eliminar completamente el ensanchamiento del grosor de corte.

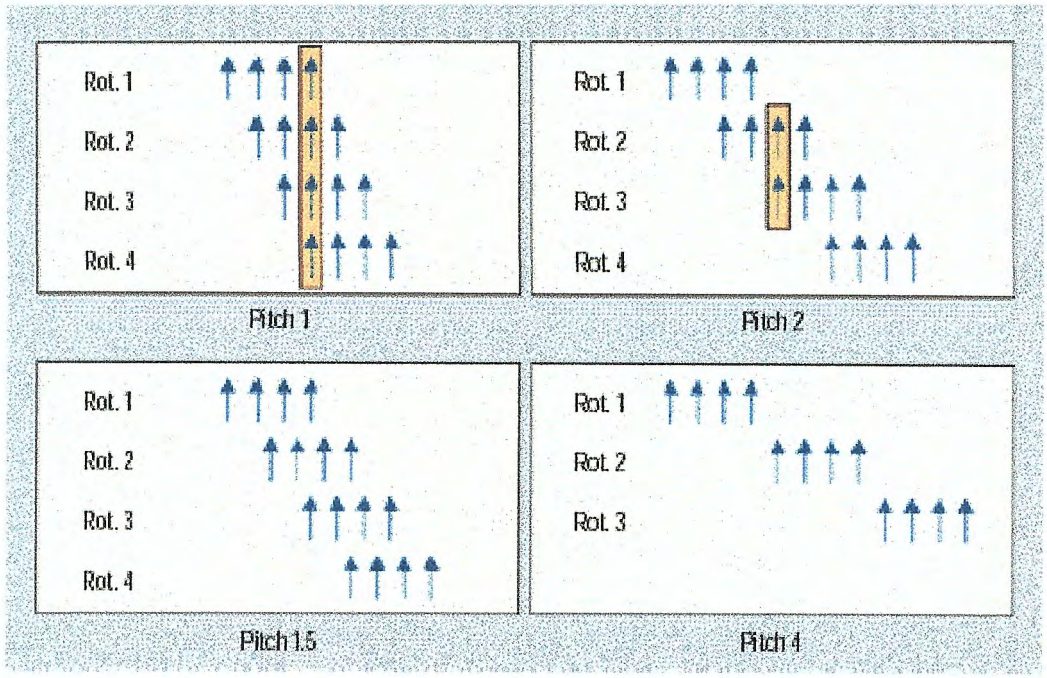


Figura 44. Esquemas de muestreo de un scan en espira de 4 cortes con diferentes valores de pitch. Con valores de pitch de 1 y 2 cada posición es muestreada 4 y 2 veces respectivamente. El espacio entre muestras se reduce de d a d/2 cuando se cambia de un pitch de 1 a 1, para incrementarse de nuevo a d con un pitch de 2. En un pitch de 4 cada muestra es adquirida una vez y la distancia de muestreo es d (d se refiere al grosor de corte).

14.2 Consideraciones de diseño para sistemas de tomografía computarizada multicorte.

Existen dos diferentes métodos que cumplen los requerimientos diagnósticos necesarios dentro de la tecnología del multicorte: el detector de matriz fija o el detector de arreglo adaptativo.

14.2.1 Detector de Matriz fija

Estos detectores consisten en una matriz de elementos detectores de un ancho fijo. Un ejemplo de este detector se presenta en la figura 45.

El detector consiste de 16 filas. Un interruptor electrónico en el sistema de adquisición de datos permite la combinación de varias filas para obtener cortes más gruesos. Cada fila individual posee un espesor de corte mínimo de 1.25 mm y pueden ser combinadas para producir cortes de 1.25 mm, 2.5 mm, 3.75 mm y 5 mm.

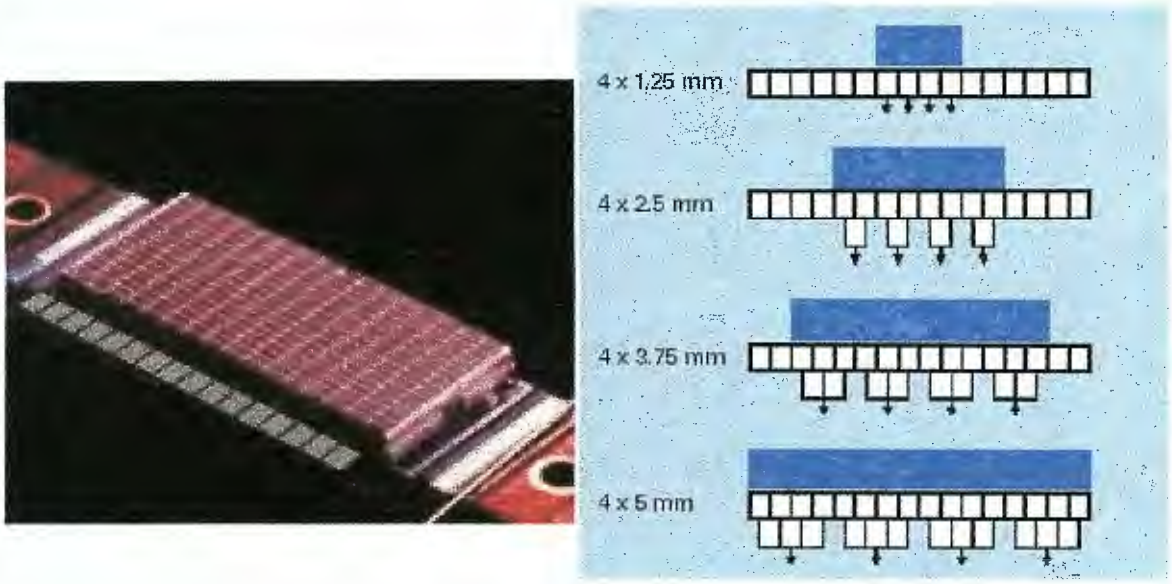


Figura 45: Fotografía y Esquema de colimación disponible y patrón de lectura para el detector de matriz fija (FMD). La barra azul indica la colimación en el detector.

14.2.2 Detectores de arreglo adaptativo.

Este detector optimiza la eficiencia en los detectores en cada una de los grosores de corte seleccionados variando los anchos de las filas (figura 46).

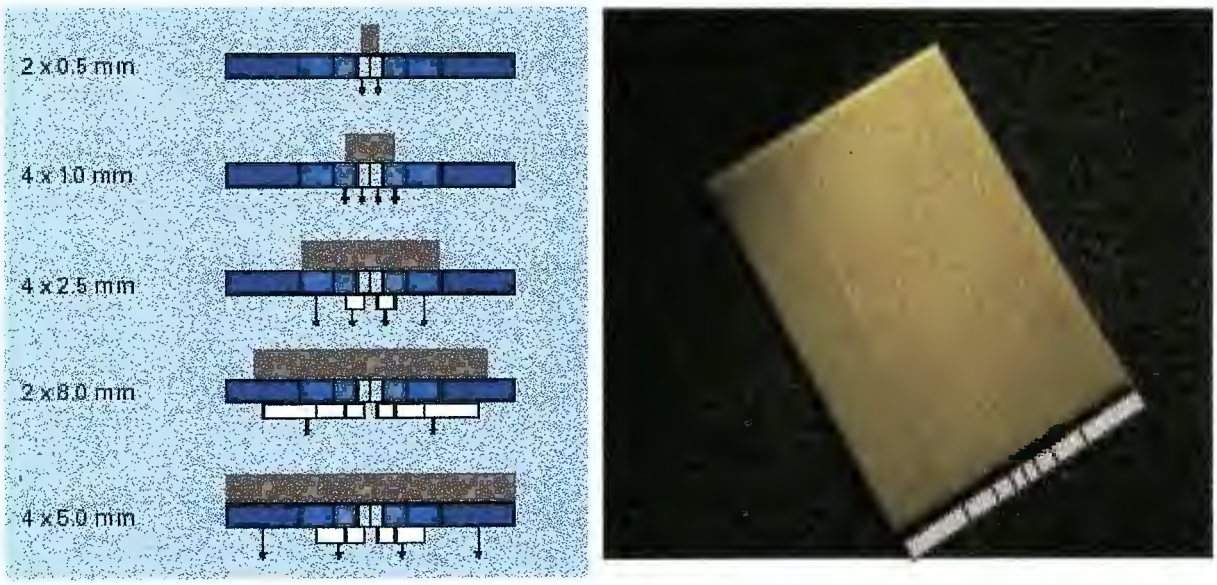


Figura 46. Fotografía y Esquema de colimación disponible y patrón de lectura para el detector de arreglo adaptativo (ADD). La barra azul indica la colimación en el detector.

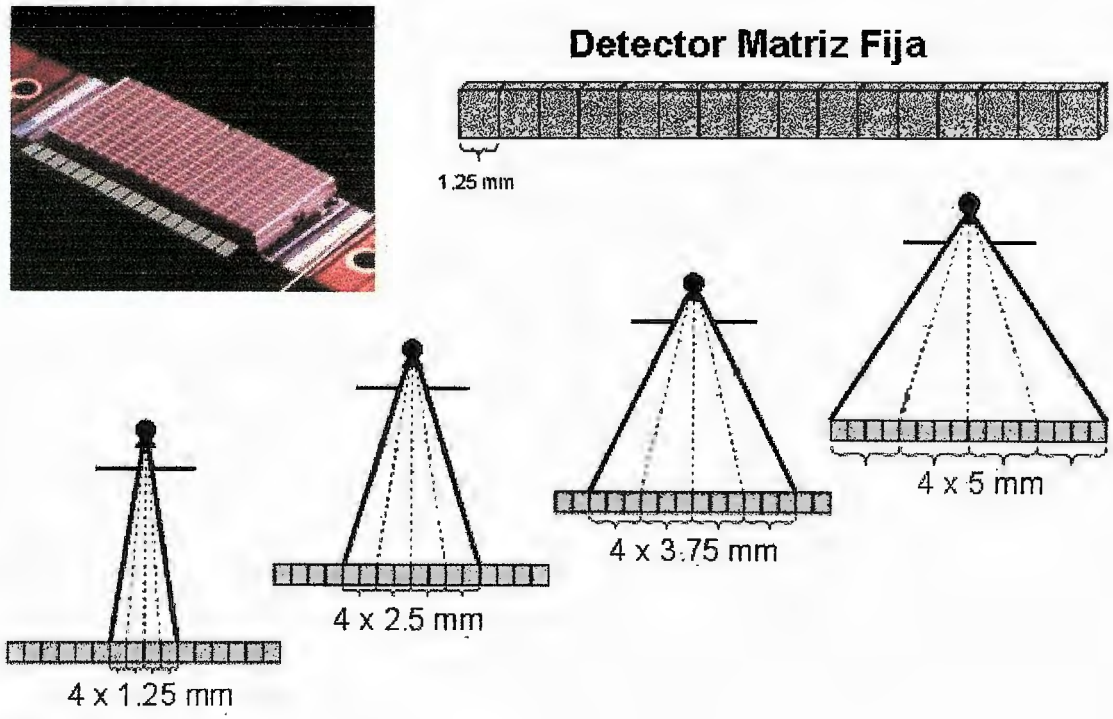
El diseño de estos detectores toma en cuenta las restricciones del rayo en forma de cono que para optimizar la calidad de imagen y dosis. El principio de diseño se muestra en la figura 46. Los elementos detectores más delgados están mas cerca del centro y el ancho de los elementos crece con la distancia del centro a los extremos (figura 47). Los espacios muertos se evitan y con la correspondiente colimación del haz antes de paciente se logran las siguientes combinaciones de grosor de corte. 2 x 0.5 mm, 4 x 1 mm, 4 x 2.5 mm, 4 x 5mm, 2 x 8 mm y 2 x 10 mm.

La figura 47 presenta una comparación esquemática de la disposición y tamaño de los elementos detectores para cada uno de los tipos de arreglos: matriz fija y adaptativa, además de las combinaciones de grosor de corte que pueden seleccionarse.

En la tomografía en espiral, la variedad de patrones de muestreo así como el factor pitch permiten obtener grosores de corte independientes del pitch y reconstruir con una variedad de grosores de corte inclusive menores que el seleccionado durante el scan. Para lograr esto se utiliza una técnica llamada Interpolación Axial Adaptativa (AAI), la cual esta adaptada al pitch, colimación y grosor de corte. Por ejemplo: de un scan en espiral adquirido con un grosor de corte de 4 x 1 mm se pueden obtener reconstrucciones con grosores de corte de 1, 1.25, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 4.0, 5.0 hasta 10 mm con solo ajustar el grosor de corte y el tipo de interpolación.

En conclusión, la calidad de imagen en los sistemas de espirales multicorte se optimizan tomando en cuenta varios factores:

1. La elección de grosores de corte delgados minimizan efectos de volumen parcial y optimizan la calidad de imagen.
2. Tiempos de rotación más rápidos maximizan la cobertura longitudinal del objeto y minimizan los artefactos por movimiento.
3. Los pitch mayores de 4 preservan la resolución temporal y minimizan los artefactos de movimiento.



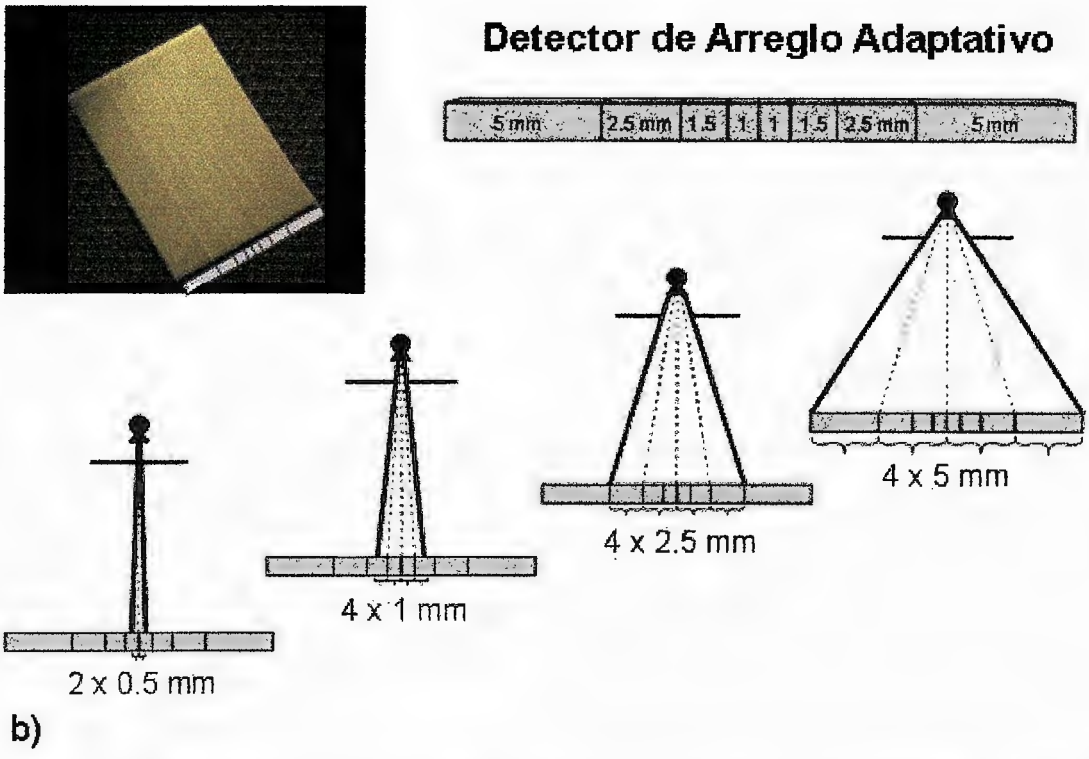


Figura 47. Diseño de detectores de múltiples cortes. a) elementos de tamaño fijo, b) elementos de tamaño variable.

14.2.3 Reconstrucción espiral multicorte.

La reconstrucción de imágenes espirales a partir de datos adquiridos con sistemas de multicorte agrega un nivel mas de complejidad a la reconstrucción espiral. Se utilizara como ejemplo un detector de 4 filas.

Debido a que el paciente se mueve a través de cuatro filas de detectores, si el pitch no se escoge correctamente, los datos directos de un detector se sobrepondrán a los datos complementarios del detector adyacente (figura 48).

Si este tipo de duplicación ocurre, menos datos están disponibles para la reconstrucción y la calidad de imagen se reduce. Consecuentemente en la selección del pitch en un sistema multicorte es mejor evitar valores enteros pares tales como 4.0 o 6.0 (figura 49).

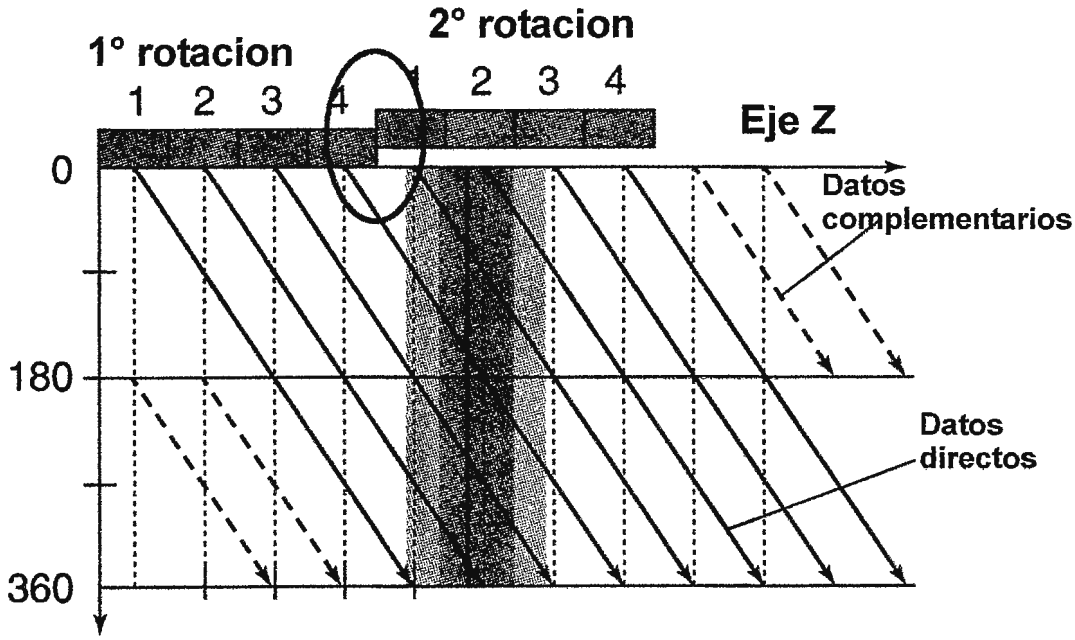


Figura 48. La rotación de un detector multicorte con un pitch de valor entero par provoca la sobreposicion de datos complementarios y directos de los diferentes cortes. Esta duplicación reduce la información disponible para la reconstrucción y afecta la calidad de imagen.

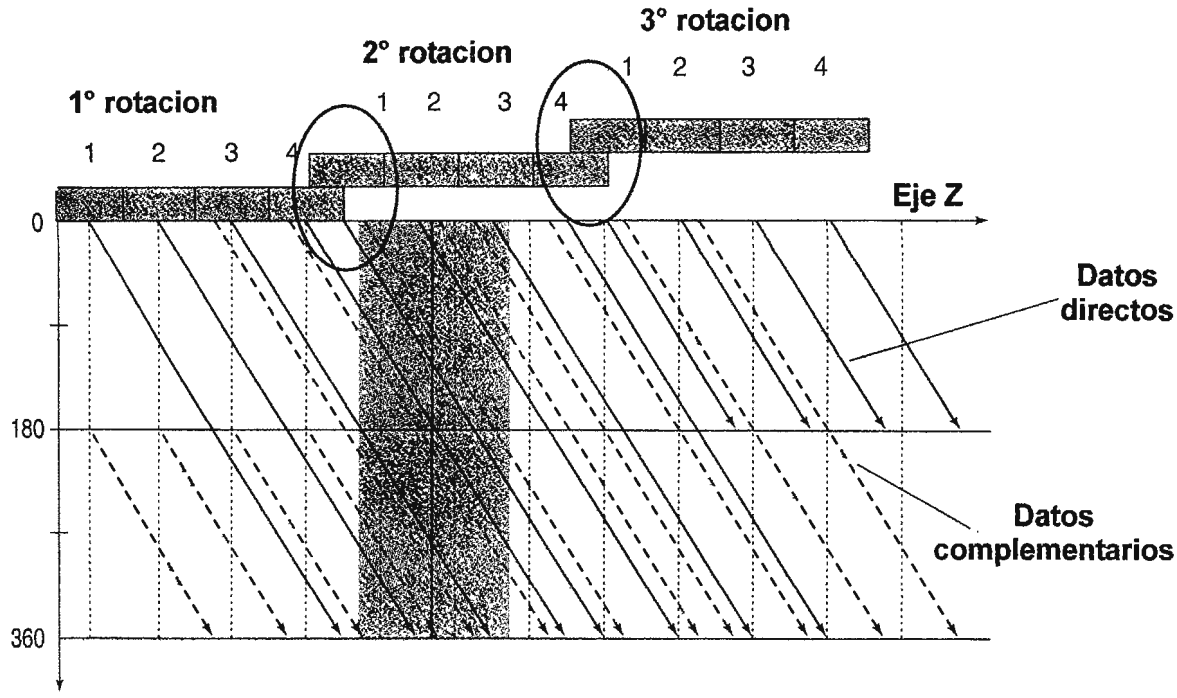


Figura 49. La selección adecuada de un pitch evita la duplicación de datos directos y complementarios y la calidad de imagen no se compromete.

6- 5?

15. MEDICINA NUCLEAR

La medicina nuclear es una especialidad médica que utiliza sustancias radioactivas con fines diagnósticos, terapéuticos y de investigación. Las pruebas diagnosticas constituyen la parte más importante y se basan en la obtención de imágenes tras la utilización de elementos radiactivos "in vivo". Estos elementos pueden unirse a determinadas sustancias especificas para cada órgano o función a estudiar, convirtiéndose en trazadores radiactivos, que una vez inyectados se distribuyen por el organismo emitiendo radiación que puede ser detectada desde el exterior. Con la instrumentación adecuada, podemos obtener una representación topográfica de la distribución de este trazador en el interior del cuerpo.

La información que se obtiene de estas representaciones es doble: morfológica por un lado, ya que, como se ha indicado, podemos obtener una representación de la distribución del trazador inyectado, y por otro lado una información funcional o dinámica ya que podemos obtener imágenes en intervalos consecutivos de tiempo, lo cual nos permite observar los cambios producidos en la distribución del trazador.

Pueden distinguirse claramente dos partes en esta especialidad según el tipo de elemento radiactivo usado. La medicina nuclear que podríamos llamar convencional ha utilizado, desde sus comienzos, elementos radiactivos emisores de radiación gamma. Las imágenes que se obtienen corresponden a una visión frontal de la distribución del trazador. Mas tarde, con la ayuda de un ordenador ha sido posible obtener la distribución tridimensional a partir de una secuencia de imágenes frontales obtenidas desde diversos ángulos.

Recientemente, con el desarrollo de pequeños aceleradores de partículas ha surgido la utilización de radioelementos emisores de positrones. La instrumentación desarrollada permite también obtener la distribución tridimensional, si bien su mayor interés estriba en las posibilidades que presenta en cuanto a los trazadores que se utilizan. Los elementos de que puede disponerse – C^{11}, O^{15}, N^{13}, F^{18} – permiten el marcaje de multitud de sustancias orgánicas de gran utilidad.

15.1 Instrumentación en medicina nuclear convencional.

La medicina nuclear convencional utiliza trazadores marcados con elementos radiactivos emisores de radiación gamma puros a ser posible, de corto periodo de semidesintegracion y baja energía. El elemento utilizado con mayor frecuencia es el Tc^{99m} con una energía de 140 keV, y un periodo de semidesintegracion de seis horas. La instrumentación utilizada se basa en un detector de centelleo con unas características especiales, que ha ido evolucionando para adecuarse a la detección de este elemento y es capaz de proporcionar una representación de la distribución del trazador en forma de una imagen. Este detector se encuentra conectado a un computador apto para el procesado de imágenes, y que, por tanto, esta dotado de pantallas que permiten la visualización, así como de dispositivos para su impresión.

En la actualidad, la detección de la radiación emitida por el trazador se efectúa con la llamada **cámara de Anger** o **gamma cámara,** que consiste en una configuración especial de un detector de centelleo. En ella, el cristal de centelleo tiene forma de disco y se ha acoplado a un conjunto de fotomultiplicadores que le permiten, además, de la detección y espectroscopia, la localización de los fotones detectados sobre el plano. Este detector va montado sobre un estativo, y puede realizar movimiento de traslación y giro que le permiten realizar la detección desde cualquier orientación. Dando a este conjunto la posibilidad de desplazarse sobre una guía conseguiremos un montaje denominado de "cuerpo entero". También puede dotarse a la cabeza detectora de un movimiento de rotación que le permita girar alrededor del cuerpo del paciente. A partir de la detección desde diversas orientaciones, podremos efectuar una reconstrucción tomográfica. Esta es la técnica llamada tomografía computarizada de emisión de fotones (SPECT).

15.1.1 Cámara de Anger

Las cámaras de centelleo fueron propuestas por Hal Anger en 1956. Este método es usado hoy en día en varios campos de imágenes medicas, incluyendo mamografía por centelleo, SPECT y PET.

Las cámaras de Anger usadas comúnmente consisten en un cristal plano de centelleo, usualmente de forma circular o cuadrada de un diámetro de hasta 60

cm, ópticamente acoplado a un conjunto de tubos fotomultiplicadores (PMT). El numero de fotomultiplicadores oscila típicamente entre 7 – 1280, y su arreglo usualmente tiene una forma hexagonal, como se muestra en la figura 50.

Un fotón de alta energía emitido por el radioisótopo colisiona con el cristal. En cierto punto en el volumen, usualmente referido como el punto de centelleo, la energía del fotón genera una "lluvia" de fotones de baja energía (en el espectro de luz visible y ultravioleta) que se propagan en el cristal. Los fotones visibles son transportados a través del cristal guía hacia los fotomultiplicadores.

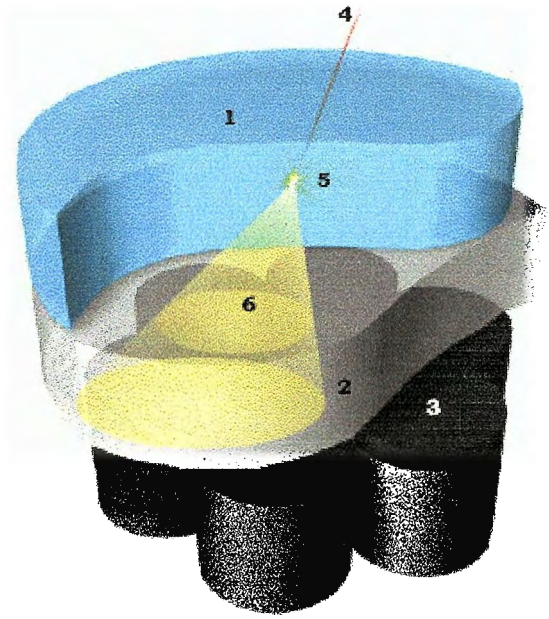


Figura 50. Esquema de una Cámara de Anger: 1- Cristal de centelleo; 2- Cristal guía (vidrio); 3- Arreglo de fotomultiplicadores; 4-Trayectoria del fotón de alta energía; 5- Punto de centelleo; 6- Lluvia de fotones visibles.

Dependiendo de la eficiencia quántica de los fotomultiplicadores, cierto porcentaje de los fotones generan una corriente eléctrica en los fotomultiplicadores. Tales fotones producen una emisión de electrones en el foto cátodo del foto multiplicador, llamados comúnmente fotoelectrones.

Los fotomultiplicadores están conectados a un circuito electrónico que permite la reconstrucción de las coordenadas planares del punto de centelleo de la colisión del fotón a partir de las corrientes generadas.

15.1.2 Física del cristal de centelleo.

Los cristales de centelleo son uno de los elementos más importantes de la cámara de Anger. Tales cristales son usualmente hechos de materiales con alto numero atómico Z y alta densidad y tienen la propiedad de emitir fotones en el espectro de luz visible y ultravioleta cuando son impactados por un fotón de alta energía.

Se utiliza una amplia variedad de materiales en la fabricación de estos cristales, tales como: NaI(Tl), CsI(Tl), CsI(Na), $YalO_3(Ce)$, $PbWO_3$ y $Bi_4Ge_3O_{12}$ (comúnmente conocido como bismuto – germanato o BGO). La elección de cierto cristal depende significativamente de sus propiedades y los requerimientos del equipo. Ciertas propiedades del cristal son especialmente importantes y a veces determinan el uso de ciertos tipos de cristales para aplicaciones especificas:

- Eficiencia luminosa: el numero de fotones de luz visible emitidos como resultado de la colisión de los fotones de alta energía, lo cual permite incrementar la razón de señal ruido reduciendo la incertidumbre estadística del numero de fotones emitidos.
- Alta densidad y alto número atómico Z. Como resultado de la alta densidad del cristal, la probabilidad del fotón de generar absorción fotoeléctrica dentro del cristal es mayor que la de dispersarse.
- Alto índice de centelleo. El tiempo de excitación y caída determinado por el tiempo requerido para la transición entres estados de energía. Este factor es importante para la determinación de la ventana de coincidencia y tiene importante influencia en le porcentaje de fotones detectados.
- Espesor del cristal. La mayor ventaja del espesor del cristal es su habilidad de incrementar el porcentaje de fotones detectados. Olvidándose de la dispersión Compton de los fotones en el volumen del cristal, la distancia de propagación antes del centelleo puede ser tratada como una variable exponencial aleatoria. En cristales delgados, por consiguiente la

probabilidad de que un fotón atraviese el cristal sin interacción es mayor que en los gruesos.

Las cámaras de Anger modernas utilizan cristales de diferentes espesores típicamente en el rango de 0.9 – 2.5 cm, inclusive hasta 5 cm, y son utilizados para diferentes propósitos. El NaI ha sido utilizado como cristal de centelleo debido a que presenta un mayor rendimiento comparado con otros cristales. La tabla 7 muestra una comparación de las propiedades de los cristales de centelleo más comunes.

	Longitud de onda del pico (nm)	Constante de decaimiento (μsec)	Índice de Refracción	Eficiencia de Centelleo[1]
NaI(Tl)	140	0.23	1.85	1
CsI(Na)	420	0.63	1.84	0.85
CsI(Tl)	565	1.0	1.80	0.45
LiI(Eu)	470 – 485	1.4	1.96	0.35
CaF_2(Eu)	435	0.9	1.44	0.5
$Bi_4Ge_3O_{12}$	480	0.3	2.14	0.08
CsF	390	0.005	1.48	0.05

Tabla 7. Propiedades de algunos cristales de centelleo.

El fotón que alcanza el detector interactúa con la estructura del cristal de centelleo, pierde total o parcialmente su energía. Como resultado, los electrones son desplazados desde la capa de valencia hasta la capa de conducción. Estos electrones retornan a la capa de valencia en las impurezas del cristal (llamadas activadoras, intencionalmente colocadas en el cristal para incrementar la posibilidad de emisión de luz), emitiendo luz en el proceso.

Debido a que las impurezas tienes estados de excitación con tiempos de vida más largos, la intensidad de luz decae exponencialmente con índice propio de la composición del cristal. Los tiempos de excitación y caída dictan el índice de

[1] Relativa al NaI(Tl)

centelleo el cual puede variar significativamente en los diferentes cristales; como se puede observar en la tabla 7.

Dependiendo de su energía, el fotón puede experimentar interacción fotoeléctrica, dispersión Compton o producir dos o más fotones energéticos. En cristales con numero atómico relativamente alto, el efecto eléctrico es dominante para fotones de baja energía, producción de pares es dominante para fotones de alta energía y dispersión Compton es dominante para fotones de alta y media energía.

15.1.3 Física del tubo foto multiplicador (PMT).

Los tubos fotomultiplicadores convierten la señal de luz recibida del cristal de centelleo en carga eléctrica, recolectada en el ánodo. Esta carga eléctrica es proporcional a la luz recibida por el tubo y puede ser fácilmente tratada por la electrónica apropiada. Un esquema simple de un tubo foto multiplicador se muestra en la figura 51.

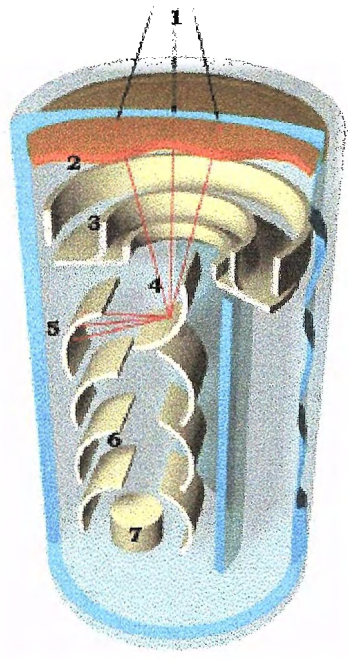


Figura 51. Esquema de un tubo foto multiplicador: 1 – luz incidente; 2- foto cátodo semitransparente; 3- electrodos de enfoque, 4 – trayectoria típica del fotoelectrón; 5 – tubo al vacío (cristal); 6- dínodos; 7 - ánodo.

Dos procesos fundamentales para el funcionamiento de los tubos son la foto emisión y la emisión secundaria. La luz incidente provoca emisión de electrones (foto emisión) en el foto cátodo hecho de material foto emisor.

Materiales foto emisores comunes usualmente incluyen metales álcali con baja energía de ionización, como SB-Rb-Cs o Sb-K-Cs. La eficiencia de la conversión fotoeléctrica de tales materiales constituye aproximadamente el 26%.

La carga producida en el foto cátodo como resultado de la interacción con la luz incidente no es suficiente para operar los circuitos electrónicos. Por esta razón los tubos están equipados con un sistema de multiplicación de carga.

Los fotoelectrones emitidos desde el foto cátodo son acelerados usando un campo eléctrico producido por electrodos de enfoque y dirigidos hacia el primer dínodo donde chocan y producen una emisión de electrones secundarios. Los dínodos son responsables de la multiplicación de la carga del fotoelectrón. Puesto que no todos los electrones secundarios colisionan con los sucesivos dínodos, el numero de fotoelectrones en cada etapa varia aleatoriamente dentro de cierto valor medio; la desviación estándar de este valor puede ser reducida mejorando el coeficiente de recolección.

La carga total recibida por el último dínodo (normalmente los fotomultiplicadores contienen de 9 a 12 dínodos) es recolectada por el ánodo. Esta carga es suficiente para ser procesada por un circuito electrónico.

15.1.4 Colimadores.

El colimador se encuentra apoyado sobre el detector, el cual es un elemento intercambiable de acuerdo al tipo estudio. Contienen un conjunto de agujeros pasados, distribuidos en diversos patrones geométricos. Los tabiques de plomo entre los agujeros se llaman septa. El colimador selecciona y permite pasar a los fotones que no son absorbidos por el plomo; de esta manera limita el campo de visión del detector y mejora la resolución espacial del sistema.

La construcción de los colimadores se hace de 2 formas diferentes (figura 52):

- **Molde (Cast):** se construyen vertiendo plomo en un molde con insertos con las formas de los agujeros.

- **Hojas de metal (Foil):** se construyen adosando laminas corrugadas.

Los colimadores de molde son de mejor calidad ya que no se dañan fácilmente, pero son más difíciles de construir. Los insertos deben estar bien alineados, el plomo fundido debe estar uniformemente distribuido, no debe quedar aire al llenar el molde y este debe penetrar los espacios pequeños entre insertos. Por otra parte hay que ser muy cuidadoso cuando se retiran los insertos, para no dañar los septa. Estos colimadores son más robustos.

Colimadores defectuosos producen:

- Falta de uniformidad de respuesta cuando se irradia el campo de visión en forma uniforme.
- Distorsión de la imagen cuando los agujeros están mal alineados.

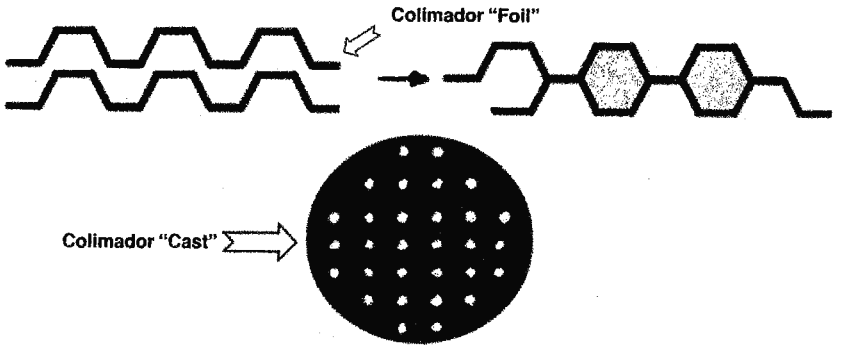


Figura 52. Distintos tipos de colimadores según el método de su fabricación.

Por estar construidos con un material blando (plomo), los colimadores se dañan fácilmente por golpes. Es muy importante controlarlos periódicamente, sobre todo, verificar el paralelismo de los septa. Si no se cumple esta propiedad habrá serios problemas en definir el punto alrededor del cual gira el detector.

Los colimadores de hojas de metal pueden sufrir el desplazamiento de una de las laminas por un golpe y en ese caso el daño no es un punto sino en una zona a lo largo de la laminilla corrugada dañada (figura 53)

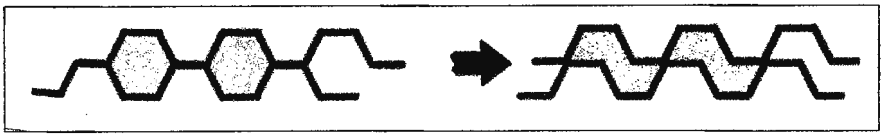


Figura 53. alteración de la geometría de los agujeros por desplazamiento de las laminillas en los colimadores de hojas de metal

Hay **colimadores de agujeros paralelos** (perpendiculares a la cara del cristal sobre el cual están apoyados), **agujeros convergentes** y de **agujeros divergentes** (tabla 8). Los mas frecuentemente usados son los de agujeros paralelos. Para estos, el campo de visión de cada agujero (figura 54) aumenta con la distancia, lo que significa que, a mayor distancia del colimador, los campos de visión de los agujeros adyacentes se superponen. Así, la imagen de una fuente puntual, es vista por luna superficie mayor del cristal a medida que se la aleja de este. En este proceso, se pierde resolución espacial.

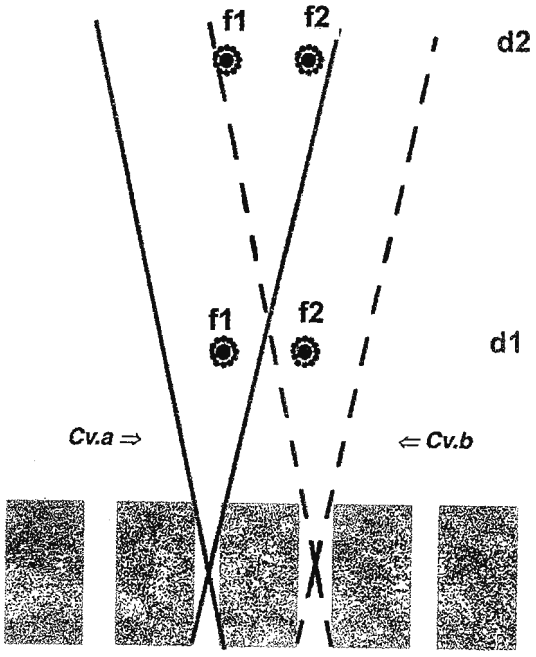


Figura 54. Colimadores de agujeros paralelos. Degradación de la resolución con la distancia. Las fuentes radioactivas (f1 y f2) son situadas a dos distancias diferentes del colimador d1 y d2. Los campos de visión (Cv), de ambos agujeros (a y b) se superponen cada vez mas a medida que se alejan del colimador. El colimador posee una construcción tal, que puede resolver ambas fuentes a distancia d1 y no a distancias d2.

Por lo tanto la resolución de estos colimadores es máxima en la superficie del colimador, y se degrada a medica que aumenta la distancia fuente colimador. En cambio, debido a la geometría, la sensibilidad es independiente de la distancia fuente colimador. A medida que la fuente se aleja del colimador la actividad medida disminuye (inversamente proporcional al cuadrado de la distancia), efecto que es compensado porque es vista por mas agujeros del colimador.

La sensibilidad de un colimador se puede aumentar construyéndolo con agujeros de mayor diámetro o haciéndolo mas corto, pero en ambos casos se degrada la resolución espacial (figura 55). Siempre hay un compromiso entre ambos parámetros, cuando uno aumenta, el otro disminuye (figura 56).

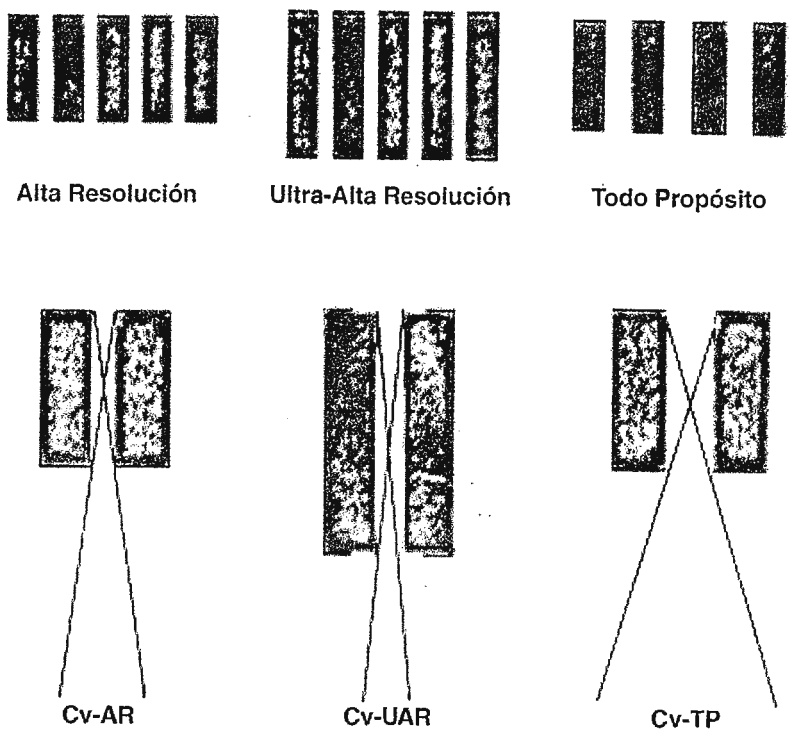


Figura 55. Diferentes formas de obtener distintas resoluciones, de acuerdo a la construcción geométrica de las septas. A menor campo de visión (Cv) mayor es la resolución espacial del colimador.

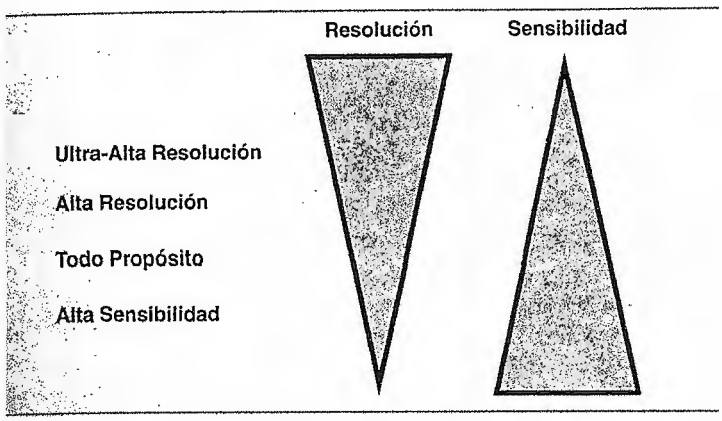


Figura 56. Relación inversamente proporcional entre la resolución y sensibilidad de los distintos colimadores.

Existen colimadores de "alta resolución y baja sensibilidad", otros de "alta sensibilidad y baja resolución" y los llamados de propósitos generales, de "resolución y sensibilidad intermedia".

Los colimadores convergentes (figura 57) tienen los agujeros ubicados de tal manera que focalizan en un punto delante del colimador. El plano, paralelo al colimador que paso por este punto, es el plano focal. Esto colimadores magnifican los objetos de la región de interés. La sensibilidad aumenta a medida que la fuente es desplazada desde la cara del colimador hasta el plano focal y decrece a medida que el objeto se mueve mas allá del plano focal. El campo de visión decrece al aumentar la distancia hasta convertirse en un punto cuando la distancia es igual a la distancia focal.

La propiedad más importante a tener en cuenta, es que no responden a las técnicas de reconstrucción de imágenes de rayos paralelos. Es necesario contar con software especial para cada geometría.

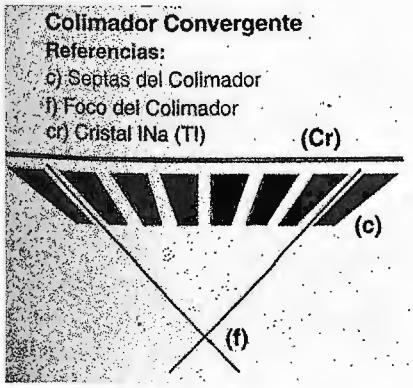


Figura 57. Esquema de un colimador convergente.

Existen colimadores especiales de este tipo: en forma de cono y abanico.

Colimadores en forma de cono: se usan para detectar órganos que son pequeños en comparación al tamaño del detector. Los agujeros convergen en un plano a lo largo del eje X y son paralelos a lo largo del eje Y (figura 58.a), manteniendo así filas de datos paralelos. Este colimador utiliza superficies de cristal mayores, para zonas más pequeñas del cuerpo, tales como la cabeza, siendo de mayor sensibilidad y resolución. Magnifica los objetos en una dimensión del campo de visión. Su objetivo es aumentar la sensibilidad al detectar las cuentas de objetos pequeños, si se los compara a un colimador de agujeros paralelos.

Colimadores cónicos: convergen a un punto (figura 58.b). Son similares a los colimadores convergentes, magnifican los objetos pero tienen un punto focal más largo que los que tienen forma de abanico. Se usan generalmente para estudios cerebrales.

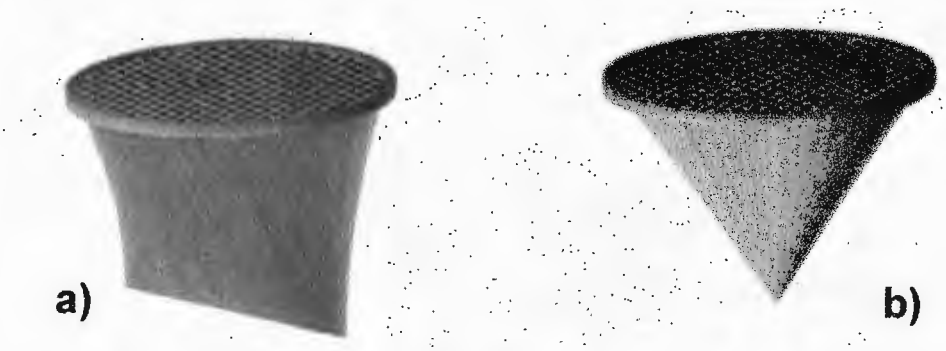


Figura 58. Esquema de colimadores de abanico (a) y cónico (b).

Colimadores divergentes: son esencialmente colimadores convergentes invertidos (figura 59). Las imágenes son minimizadas para obtener un campo de visión mayor. El problema que presenta este tipo de colimadores es la deformidad de la imagen en la periferia de la misma. Son ampliamente utilizados en cámaras gamma de campo pequeño.

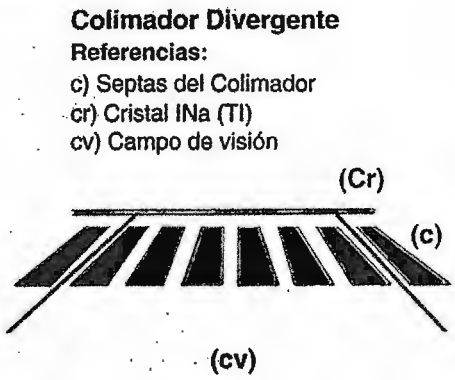


Figura 59. Esquema de colimador divergente.

Los colimadores pinhole: Tienen un único agujero, "agujero de alfiler". No poseen septa y están construidos como un cono truncado, con base en el cristal y vértice en el agujero (figura 60). Su propósito es similar de los colimadores convergentes; magnifica las imágenes. Solo sirven para órganos pequeños (tiroides, vértebras, cabeza de fémur).

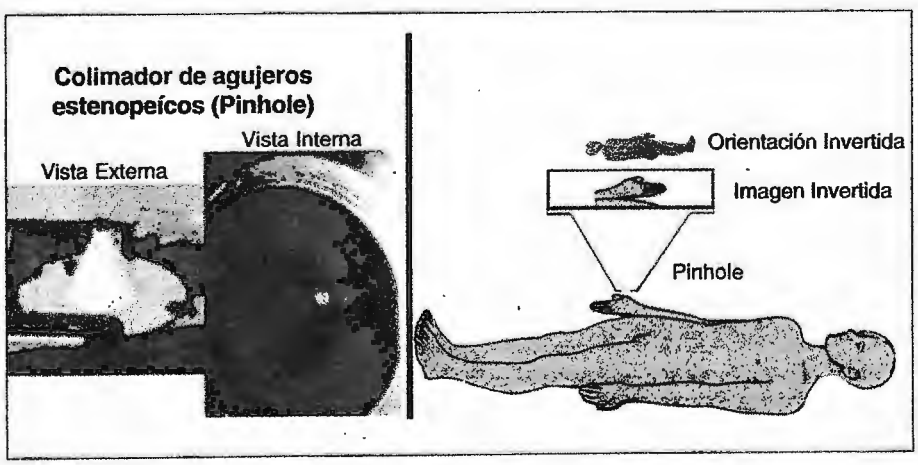


Figura 60. Esquema de colimador "pinhole"

15.1.5 Analizador de Altura de Pulso (PHA).

Rayos γ de diferentes energías pueden surgir de una fuente del mismo o diferentes radio núclidos o pueden o provenir de rayos γ dispersos en la fuente o el detector. Así, los pulsos que provienen del amplificador pueden diferir en magnitud. El PHA es un dispositivo que selecciona como validos solo aquellos pulsos que caen dentro de un intervalo de voltaje preseleccionado o "canales" y rechaza los demás.

Existen dos manera de conteo utilizando los PHA: diferencial e integral.

En el conteo diferencial, solo se cuentan los pulsos cuya energía se encuentra en el intervalo preseleccionado. En las cámaras gamma, el conteo diferencial es llevado a cabo mediante la selección del voltaje pico y una ventana. El voltaje pico selecciona la energía deseada y la ventana selecciona un intervalo de energía valido denotado como un porcentaje del voltaje pico.

En el conteo integral, todos los rayos γ cuya energía esta sobre un limite predeterminado son contados como validos.

15.1.6 Espectrometría de rayos γ.

Los pulsos de energía son generados por los tubos fotomultiplicadores después que los rayos γ son absorbidos por el cristal de la cámara. La interacción de los rayos con el cristal es de varios tipos: dispersión compton, efecto fotoeléctrico y producción de pares. También la radiación dispersa proveniente afuera del detector se suma a esta interacción. Todo lo anterior da como resultado una distribución de pulsos de diferentes energías, un espectro de energías de rayos γ. A continuación se describen diferentes características de este espectro.

15.1.6.1 Fotopico.

En una situación ideal, si la energía del fotón de rayos γ es absorbida por el mecanismo fotoeléctrico y cada fotón produce un pulso del mismo alto, entonces cada rayo seria visto como una línea recta en el espectro (Figura 61.a). En la realidad el fotopico es más ancho, debido a variaciones en el proceso de la

formación de los pulsos. Estas fluctuaciones surgen a partir de las siguientes condiciones:

1. Debido a que se producen de 20 a 30 fotones de luz por cada keV de energía de rayos γ que se absorben, hay una variación estadística en el numero de fotones de luz producidos por la absorción de una energía dada. También, estadísticamente, no todos los fotones de luz producidos alcanzan el fotocátodo.
2. Se necesitan de 7 a 10 fotones de luz para liberar de 1 a 3 fotoelectrones del fotocátodo. Por ello, el numero de fotoelectrones producidos puede variar de un evento a otro.
3. El numero de electrones liberados por los dínodos al ser impactados por cada electrón proveniente del dínodo anterior varia de 2 a 4 y por eso los pulsos de un tubo fotomultiplicador varían de un rayo γ a otro de la misma energía.

Todas las fluctuaciones estadísticas anteriores hacen que el pulso se ensanche (figura 61.b). El espectro típico de la energía del ^{137}Cs se muestra en la figura 62.

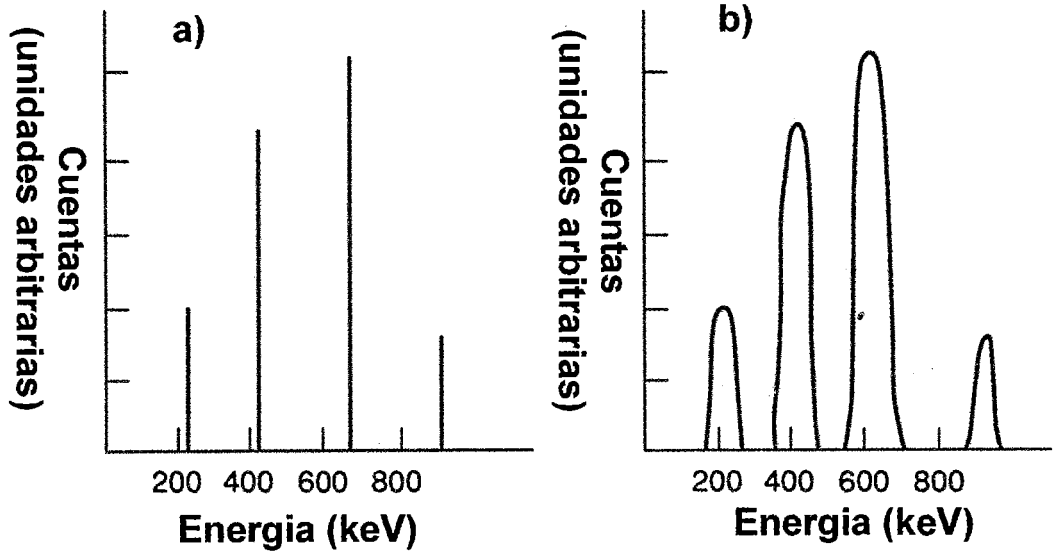


Figura 61. Espectro de rayos γ. a) espectro ideal, b) espectro real.

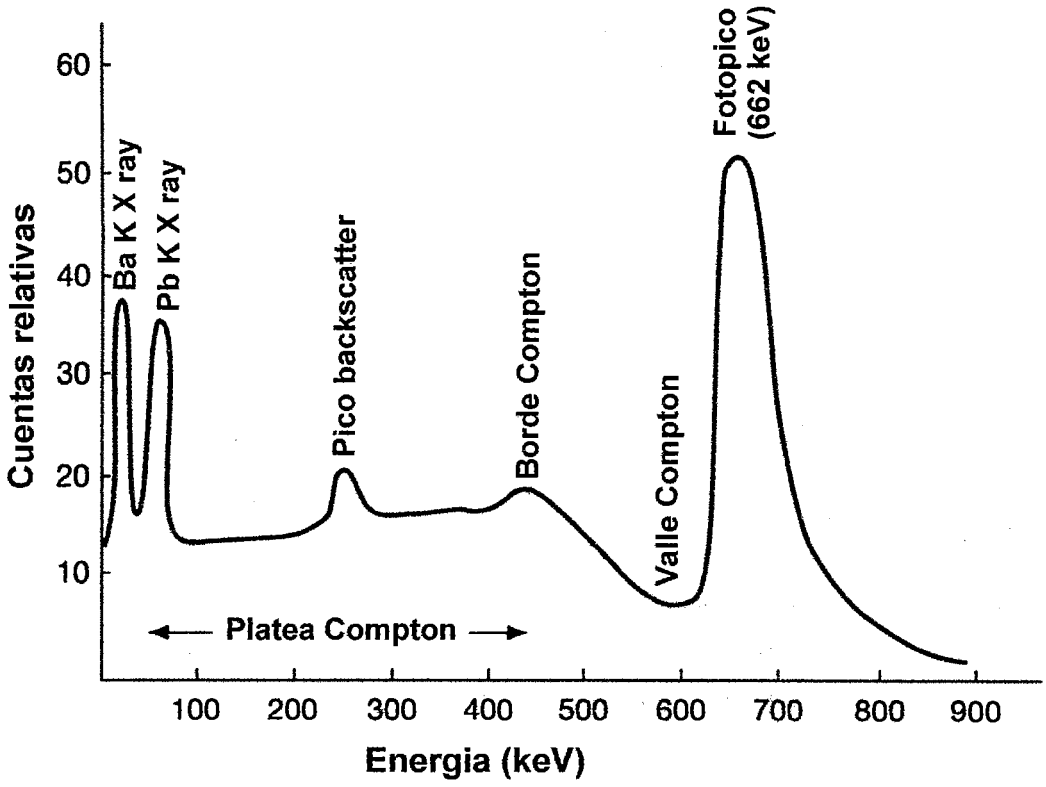


Figura 62. Espectro típico de 662 keV de energía del ^{137}Cs.

15.1.6.2 Valle, pico y platea Compton.

Cuando los rayos γ interactúan con el cristal por dispersión compton y los fotones dispersados se escapan del detector se genera un pulso de menor energía que el fotopico. Los electrones compton, sin embargo pueden tener energías variables de 0 a E_{max}, donde E_{max} es la energía cinética de los electrones producidos por la dispersión compton. Así, el espectro de rayos γ mostrara pulsos continuos que corresponden a energías compton entre 0 y E_{max}. El pico de E_{max} se llama "pico compton" y la porción del espectro debajo del pico compton cerca de 0 se llama "platea compton" (figura 62). La porción del espectro entre el fotopico y el pico compton se llama "valle compton".

Las alturas relativas del fotopico y el pico compton dependen de la energía del fotón así como del tamaño del cristal. A bajas energías el efecto fotoeléctrico predomina sobre la dispersión compton mientras que a altas energías ocurre lo contrario. En grandes detectores, los rayos γ pueden caer en múltiples

dispersiones compton, los cuales se suman y producen una energía idéntica a la del efecto fotoeléctrico. Esto incrementa la contribución del fotopico y disminuye la platea compton.

15.1.6.3 Pico característico de rayos X.

Interacciones fotoeléctricas de los fotones de rayos γ con el blindaje de plomo alrededor del detector pueden producir la expulsión de electrones de un orbital, seguido de la transición de electrones de orbitales superiores a esta. La diferencia de energía entre ambos orbitales aparece como rayos X ($\approx$ 72 keV). Estos fotones de rayos X pueden dirigirse hacia el detector y aparecer como picos en el espectro (figura 62). Estos fotones pueden ser reducidos incrementando la distancia entre el detector y el material de blindaje.

15.1.6.4 Pico Backscatter.

Cuando los fotones de rayos γ, antes de impactar el detector, son dispersados 180° por la dispersión compton en el blindaje y los fotones dispersados son absorbidos por el detector, entonces aparece un pico en el espectro llamado "pico backscatter" (figura 62). Este pico aparece a 256 keV. Puede eliminarse en su mayoría aumentando la distancia detector – blindaje.

15.1.7 Camilla.

La camilla de paciente debe estar suspendida en el aire y mantener el paralelismo con el cristal detector. Debe estar confeccionada con materiales que atenúen muy poco la radiación gamma. De esta forma, cuando se interpone entre el paciente y el detector, los artificios generados por atenuación pueden minimizarse. Al mismo tiempo, deben ser lo mas estrechas posible para permitir un radio de giro más pequeño.

Otra propiedad de debe poseer, es la movilidad en distintas direcciones: arriba abajo (eje z), cefalo caudal (eje y).

15.1.8 Orbita del cabezal alrededor del paciente.

En los modelos rotatorios, el movimiento del cabezal detector alrededor de la camilla se realiza automáticamente y es controlado por comandos de una computadora que hace funcionar el motor en una dirección de rotación u otra, pudiendo seguir distintas orbitas, como se muestra en la tabla 8.

El ángulo de rotación se elige dependiendo del órgano o estructura a estudia.

Además del ángulo de rotación, es necesario definir la cantidad de pasos en los que se dividirá este. Estos suelen ser 32, 64, 96 o 128 pasos, igualmente espaciados.

En la trayectoria circular, el ancho máximo de la región explorada del paciente, es el que define el radio de la orbita.

Para lograr una mejor resolución espacial se idearon las orbitas elípticas o de contorno. En el caso de las orbitas elípticas, estas pueden ser definidas fácilmente a partir de uno o cuatro puntos, de acuerdo al fabricante. Los nuevos sistemas utilizan dispositivos infrarrojos, colocados al borde del colimador, para detectar la distancia hacia el paciente y así generar orbitas de autocontorno.

Clasificación según		
Angulo de rotación	180°	
	360°	
Tipo de trayectoria	Circular	
	elíptica	Fija
		Contorno
Tipo de movimiento	Paradas sucesivas	
	Continuo	
	Mixto	

Tabla 8. clasificación de los distintos tipos de orbitas.

El tipo de movimiento, también esta limitado por el fabricante: el más común es el Step and Shoot (S&S, se detiene y cuenta). Este posee la propiedad de tener la mejor resolución espacial de imagen, a expensas de un mayor tiempo en la

duración del estudio tomográfico, y a que las proyecciones se adquieren solo cuando es equipo no se mueve. Existe un tiempo muerto en el momento de la traslación hacia el próximo punto de adquisición.

15.2 OTROS DETECTORES DE CENTELLEO SÓLIDOS.

15.2.1 Detectores de Germanato de Bismuto (BGO).

El detector de germanato de bismuto ($Bi_4Ge_3O_{12}$ o BGO) tiene mayor densidad y numero atómico efectivo y por lo tanto coeficiente de atenuación para fotones de 511 keV que el NaI(Tl). Pero tiene un tiempo de decaimiento ligeramente mayor comparado con el NaI(Tl) y su salida de luz es relativamente pequeña. Sin embargo la resolución de energía tiene un efecto mínimo en la resolución espacial del PET, la cual es determinada principalmente por el tamaño de los cristales. Además los cristales BGO no son giroscópicos. Bebido a lo anterior el BGO mas comúnmente usado por sistemas PET.

15.2.2 Detector de Fluoruro de Bario.

El fluoruro de bario (BaF_2) es un cristal inorgánico que tiene un tiempo de decaimiento rápido y ofrece un detector conveniente para sistemas PET.

15.2.3 Detector de Ortosilicato de Lutecio.

El ortosilicato de lutecio ($Lu_2[SiO_4]O(Ce)$ o LSO) pertenece a un nuevo tipo de detectores sólidos que han sido introducidos recientemente para centelleo. El LSO un tiempo de decaimiento más corto que el BGO, lo cual favorecen uso de ventanas estrechas para cortar las coincidencias aleatorias en PET. También, su salida de luz mas alta ofrece una resolución de energía mejor que el BGO. Estos detectores pueden ser fabricados del tamaño de unos pocos milímetros con alta eficiencia de detección de fotones. El LSO ha sido utilizado en sistemas de micro PET utilizados en pequeños animales y parece ser prometedor en varias aplicaciones de medicina nuclear.

15.2.4 Detector de Ortosilicato de Itrio.

El ortosilicato de itrio (YSO) es otro cristal inorgánico similar al LSO. Su tiempo de decaimiento es corto y produce una salida de luz alta. Un detector que combina YSO / LSO tiene un uso potencial en sistemas de fotón único y coincidencia. El YSO detecta fotones de baja energía y el LSO detecta fotones de 511 keV. Ambos pulsos son separados por un discriminador de pulsos debido a las diferencias en el tiempo de decaimiento.

15.2.5 Detector de Ortofosfato de Lutecio.

El ortofosfato de lutecio dopado con cesio ha sido investigado como potencial detector de centelleo. Este cristal tiene una alta densidad, tiempo de decaimiento rápido y alta salida de luz, casi el doble que el BGO. Es bastante robusto y durable pero no higroscópico.

15.2.6 Detectores de Semiconductor

15.2.6.1 Detectores de Germanio.

Los detectores de semiconductor o de estado sólido están hechos con elementos de germanio o silicón. En el pasado estos elementos eran dopados con elementos de litio y designados como detectores Ge(Li) o Si(Li). Hoy en día, se utiliza únicamente germanio de alta pureza (HPGe) en el detector. El principio básico de estos detectores involucra la ionización de los átomos del semiconductor. La ionización producida en el detector por la radiación es recolectada en forma de corriente y convertida a pulsos de voltaje. Los pulsos son amplificados y contados. El tamaño de los pulsos es proporcional a la energía absorbida por el detector.

Debido a que los semiconductores son más densos que los gases, son más eficientes para la detección de rayos X y rayos γ. También en los detectores de semiconductores, cada ionización requiere cerca de 3 eV comparados con los 35 eV en los detectores de gas. Se producen cerca de 10 veces mas iones en los detectores de semiconductor que en los de gas para una energía dada, lo cual produce una mejor resolución de energía de fotones γ de energías cercanas.

La eficiencia de detección de estos detectores es mayor que los detectores de NaI(Tl).

El ruido térmico en la temperatura del ambiente introduce un fondo lo cual produce un oscurecimiento en las muestras pero es reducido con bajas temperaturas. Por lo anterior estos detectores son usados en bajas temperaturas, usualmente empleando nitrógeno líquido (-196 °C). La desventaja de estos detectores es que el nitrógeno líquido se evapora y debe ser restituido continuamente.

Los detectores de semiconductor son usados comúnmente en la diferenciación de energías por su alta resolución de energías, particularmente en la detección de contaminación de radio núclidos. Estos detectores no son de uso común en medicina nuclear.

15.2.6.2 Detector de Cadmio – Zinc – Telurio.

Los detectores de cadmio – zinc – telurio tienen una eficiencia de detección de rayos γ muy alta debido al alto numero atómico del cadmio y el telurio. Por esta razón, estos detectores pueden ser hechos tan pequeños como de 2 mm de ancho y 2 mm de diámetro y tienen casi 100% de eficiencia para fotones de 100 keV. La resolución de energía de estos detectores es muy buena en un amplio rango de energías. Estos detectores pueden funcionar a temperatura ambiente y la electrónica usada es similar a la de los detectores de semiconductor. Recientemente Digirad Corporation introdujo una cámara gamma utilizando este tipo de detectores.

15.3 Características de los sistemas de conteo.

La detección de radiación y por lo tanto el conteo de muestras radiactivas es afectada por diferentes características del detector y su electrónica asociada. Estas características se detallan a continuación.

15.3.1 Resolución de energías.

Como se menciono anteriormente, el cristal de NaI(Tl) absorbe rayos γ de la misma energía mediante efecto fotoeléctrico y se producen pulsos de diferentes amplitudes debido a las variaciones estadísticas en la producción de fotones en el detector y fotoelectrones y electrones en los tubos fotomultiplicadores. Es resultado de todo esto es un ensanchamiento del fotopico.

La resolución de energía del detector predice la habilidad del espectrómetro de NaI(Tl) para discriminar entre fotones de rayos γ de energías diferentes, gráficamente se observa como el ancho del pulso en el PHA.

La resolución de energía de un sistema esta dada por el ancho total a la mitad de altura (full width at half maximum, FWHM) de la amplitud del fotopico y se expresa como un porcentaje de la energía del fotón, así:

$$\text{Resolución de energía (\%)} = (\text{FWHM} / E_\gamma) \times 100$$

Donde E_γ es la energía del fotón de rayos γ. En la figura 63, el FWHM para el pico de 662 keV del ^{137}Cs es 55 keV, por lo tanto:

$$\text{Resolución de energía (\%)} = (55 / 662) \times 100$$
$$= 8.3\ \%$$

La resolución de energía depende de la energía del fotón. A mayor energía del fotón mejor es la resolución de energía (FWHM mas pequeña) debido a que disminuye las variaciones estadísticas en la producción del pulso.

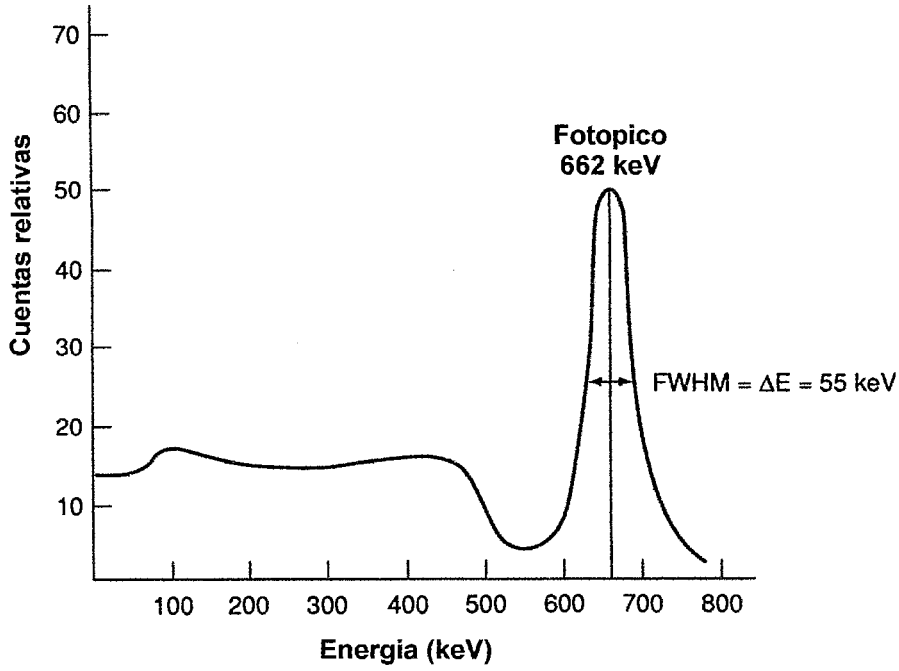


Figura 63. FWHM para el ^{137}Cs en un detector de NaI(Tl)

15.3.2 Eficiencia de detección.

La eficiencia de detección de un contador esta dada por la tasa de conteo observada dividida por la tasa de desintegración de la muestra radio activa. La tasa de conteo difiere de la tasa de desintegración debido a varios factores. La radiación de una fuente es emitida isotrópicamente alrededor de 4Π estero radianes, pero solo una fracción de estos fotones alcanza el detector. Solo una fracción de todos los fotones que alcanzan el cristal interactúan con el detector y producen pulsos. Solo una fracción de los pulsos produce un solo foto pico. Considerando estos factores, la eficiencia total de conteo para un contador de radiación esta dada por la siguiente expresión.

$$\text{Eficiencia} = fi \times fp \times fg \times Ni$$

Donde fi es la eficiencia intrínseca; fp es la eficiencia del foto pico o foto fracción, fg es la eficiencia geométrica; y Ni es la abundancia de la radiación en cuestión. Ni esta disponible en tablas de isótopos.

15.3.3 Eficiencia intrínseca.

La fracción de toda la radiación de un tipo y la energía que impacta al detector que interactúa con el para producir pulsos es llamada eficiencia intrínseca, fi del detector:

$$fi = \frac{\text{No de radiaciones detectadas por el detector}}{\text{No de radiaciones impactan al detector}}$$

La eficiencia intrínseca depende del tipo y energía de la radiación y el coeficiente de atenuación lineal (μ) y grosor del detector. El valor de fi es casi 1 para rayos γ de baja energía y detectores gruesos. Fi tiende a 0 para rayos γ de alta energía y detectores delgados. Estas condiciones aplican detectores de NaI(Tl) y semiconductor.

15.3.4 Eficiencia del fotopico o foto fracción.

La fracción de todos los rayos γ detectados que contribuyen solo al foto pico es llamada eficiencia del foto pico (fp). Esta dada por el área total de foto pico dividida por el área total de espectro entero:

$$Fp = \frac{\text{todas la cuentas por debajo de foto pico}}{\text{Todos los fotones detectados por el detector}}$$

Este valor es afectado por todos los factores que tienen influencia en el efecto fotoeléctrico, tales como el tamaño y composición del detector y la energía de rayos γ, pero esta determinado por la discriminación configurada en el PHA. La fp se incrementa con el incremento de la ventana.

15.3.5 Eficiencia geométrica.

La radiación de una fuente se emite uniformemente con igual intensidad en todas las direcciones. Si una fuente de radiación es colocada a cierta distancia del detector, solo una fracción de toda la radiación emitida por la fuente será detectada. Esta fracción esta determinada por el ángulo sólido subtendido[2] por el detector sobre la fuente. La eficiencia geométrica, fg, es igual a la cantidad de

[2] Subtender: Geom. Unir una línea recta los extremos de un arco o de una línea quebrada.

radiación que impacta al detector divididas por la radiación total emitida por la fuente. Así:

$$fg = \frac{\text{Radiación que impacta al detector}}{\text{Radiación total emitida por la fuente}}$$

Para un detector circular con radio r, la eficiencia geométrica es igual al área (πr^2) del detector dividida por el área total esférica ($4\pi R^2$), donde R es la distancia entre una fuente puntual S y el detector D. (figura 64).

$$fg = \frac{\pi r^2}{4\pi R^2}$$

al incrementar la distancia R entre la fuente y el detector, fg disminuye de acuerdo a la ley del cuadrado inverso, fg $\propto$ 1 / R^2 (figura 64).

El valor de fg se incrementa con el tamaño del detector. También el tamaño finito de la fuente de radiación afecta los valores de fg.

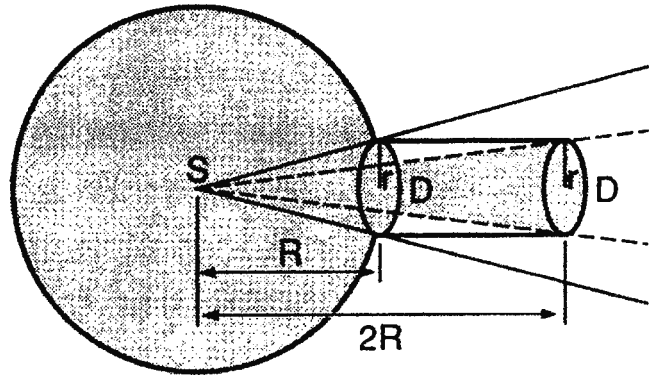


Figura 64. Ilustración del concepto de eficiencia geométrica.

15.3.6 Tiempo muerto.

Cada sistema de conteo toma cierta cantidad de tiempo para procesar un evento de radiación, comenzando desde la interacción de la radiación con el detector, pasando por la formación del pulso hasta registrarlo. El contador permanece insensible a un segundo evento en este periodo de tiempo, esto es, que si se da

un segundo evento durante este tiempo, el contador no podrá procesarlo. Este periodo se llama tiempo muerto. Cuando la computadora se recupera después de este tiempo, solo entonces puede ser detectado un segundo evento. Las cuentas perdidas durante el tiempo muerto son llamadas perdidas de tiempo muerto.

15.4 Detectores de gas.

La operación de un detector de gas esta basada en la ionización de las moléculas de un gas por la radiación, seguido de una colección de pares iónicos como carga o corriente con la aplicación de un voltaje entre dos electrodos.

Un diagrama esquemático de un detector de gas se muestra en la figura 65.

Cuando un haz de radiación ionizante pasa a través del gas, causa ionización de las moléculas y se producen pares iónicos dependiendo del tipo y la presión del gas. Cuando se aplica voltaje entre los dos electrodos, los electrones se moverán hacia el ánodo y los iones positivos hacia el cátodo, produciendo una corriente que puede ser medida.

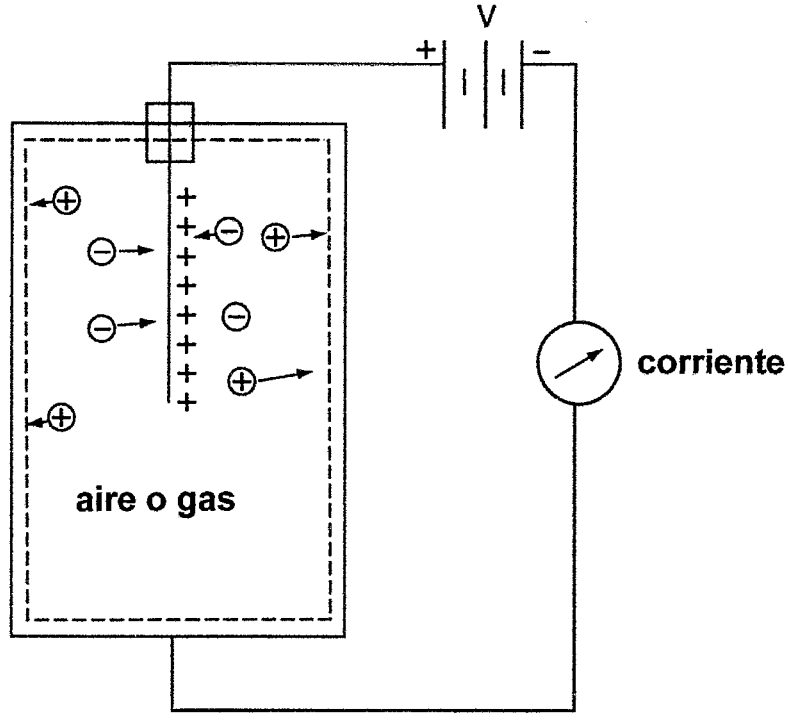


Figura 65. Esquema de un detector de gas.

15.4.1 Calibrador de dosis.

El calibrador de dosis es uno de los instrumentos mas esenciales en medicina nuclear para medir la actividad de los radio núclidos y radio fármacos.

Es una cámara cilíndrica sellada con un orificio central y esta lleno con argón y trazos de halógeno a alta presión (≈ 5 –12 atmósferas). Un calibrado típico se muestra en la figura 66.

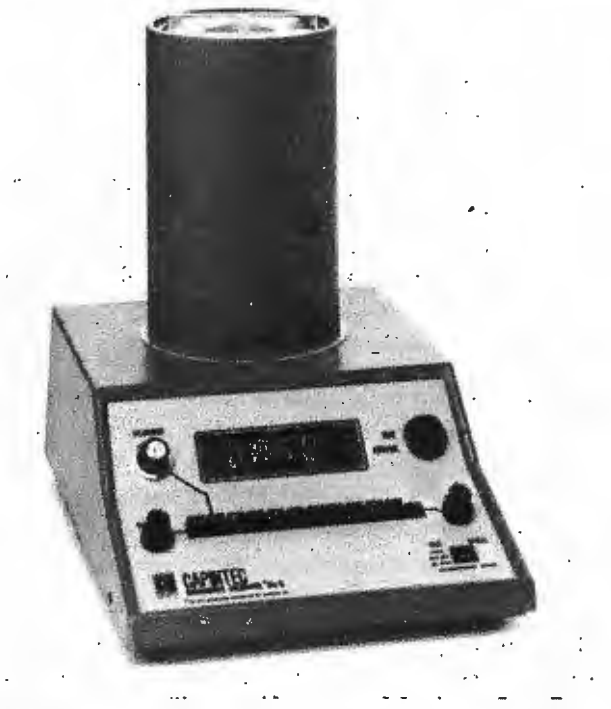


Figura 66. Calibrador de dosis típico.

Debido a que radiaciones de diferentes tipos y energías producen diferentes sumas de ionización, iguales actividades de diferentes radio núclidos generan diferentes cantidades de corriente. Por ejemplo, la magnitud de la corriente producida por 1 mCi de ^{99m}Tc difiere de la producida por 1 mci de ^{131}I. Un selector de isótopos en el calibrador seleccionan diferentes resistencias de retroalimentación para compensar las diferencias de la corriente producida por los diferentes radio núclidos de tal manera que igual actividad produce la misma lectura.

16. DISPOSITIVOS DE IMAGEN POR TOMOGRAFÍA.

Los sistemas convencionales de medicina nuclear proveen imágenes bidimensionales de objetos tridimensionales. Información estructural de la tercera dimensión, profundidad, es bloqueada por la súper imposición de todos datos en esa dirección. Aunque imágenes del objeto en diferentes proyecciones (posterior, anterior, lateral y oblicua) pueden dar alguna información acerca de la tercera dimensión del objeto, las valoraciones precisas de la profundidad solo pueden ser realizada por sistemas tomográficos.

El principal objetivo de estos sistemas tomográficos es mostrar imágenes de la distribución de la actividad en diferentes secciones del objeto a profundidades diferentes.

Una primer intento de esta técnica tomográfica era la de enfocar la imagen del objeto al plano de interés y desenfocar al mismo tiempo las imágenes de los objetos que no están en el plano. Esta técnica es llamada **tomografía longitudinal.** Una mejora sobre esta técnica fue hecha con la introducción de la **tomografía transversal,** en la cual se obtienen múltiples vistas desde diferentes ángulos del paciente. Este método se llama **Tomografía Computarizada por Emisión (ECT,** por sus siglas en ingles).

En medicina nuclear, se utilizan dos tipos de ECT dependiendo del tipo de radio núclidos utilizados: **Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único (SPECT,** por sus siglas en ingles) la cual utiliza radio núclidos que emiten partículas gamma y la **Tomografía por Emisión de Positrones (PET,** por sus siglas en ingles), la cual utiliza radio núclidos emisores de partículas beta^{+}

16.1 Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único (SPECT).

Es la técnica de la medicina nuclear que ser refiere a la detección de fotones emitidos como eventos aislados ocurridos durante la adquisición y reconstruidos como cortes tomográficos. El SPECT constituye una parte cada vez más importante en la medicina nuclear ya que nos permite la eliminación de uno de los problemas que presentan las imágenes planares: la superposición de estructuras. Con la instrumentación utilizada es posible obtener la distribución del trazador en

tres dimensiones. La información correspondiente a la tercera dimensión (profundidad), la obtenemos a partir de otras imágenes adicionales obtenidas desde diversas orientaciones.

16.2 Parámetros característicos de un sistema SPECT.

El funcionamiento de cualquier sistema SPECT, construido en base a una cámara de Anger, depende del funcionamiento del detector, la estabilidad del gantry y el sistema de procesamiento de datos. Los parámetros mas importantes que se deben considerar son: resolución de energías, resolución espacial, linealidad espacial, uniformidad de respuesta del detector, estabilidad y alineación mecánica, electrónica y digital.

16.2.1 Resolución de energías (R_E)

La resolución de energías es la propiedad que tiene el sistema de separar picos energéticos de diferentes energías. Se determina a partir del ancho a la mitad de la altura (FWHM) del foto pico del espectro de energías, como porcentaje de la energía gamma del foto pico.

Como el detector de un sistema SPECT tiene muchos tubos fotomultiplicadores (PMT) distribuidos sobre el campo de visión del cristal, cada uno con su propio espectro, el espectro suma de todos los PMT muestra una resolución de energía (R_E: $FWHM_E$) mayor que la de un solo PMT (figura 67).

Los equipos modernos corrigen el desplazamiento de los espectros de los distintos PMT entre sí, desplazándolos de tal manera que los foto picos de todos coincidan. Esta corrección se llama "corrección de energía". Se logra de esta manera que la R_E del espectro suma de todos los PMT, sea mínimo, haciendo que la contribución de la radiación dispersa (scattering) a la ventana energética de medición sea menor.

Actualmente los valores típicos de R_E oscilan alrededor del 10% para Tc99, valores medidos sin colimador para evitar la radicación dispersa en el plomo y la producción de rayos x en el mismo. Considerando este dato, se puede medir este isótopo con una ventana de energía de 15% durante los estudios clínicos.

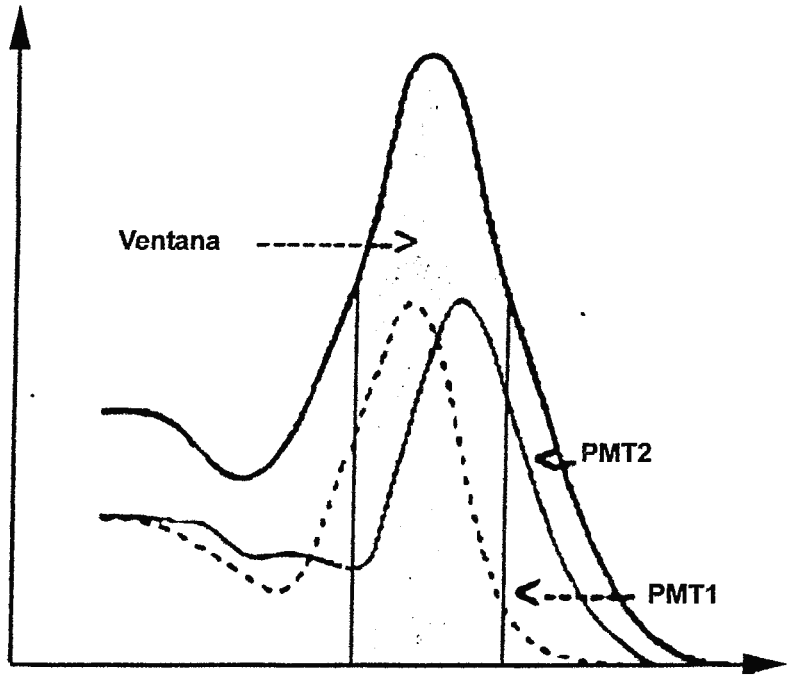


Figura 67. Los distintos fotomultiplicadores de la cámara posee pequeños desplazamientos de los espectros. La ventana se sitúa de acuerdo a espectro suma. Parte de los espectros individuales quedan fuera de la ventana.

16.2.2 Resolución espacial (R).

La resolución espacial del sistema es la menor distancia a la que hay que colocar dos fuentes radioactivas para verlas como dos distribuciones de actividad independientes. Tiene dos componentes: intrínseco y extrínseco.

La resolución intrínseca (R_i) se refiere a la precisión con la cual se pueden localizar los eventos en un cristal no colimado.

Cuando se coloca el colimador se mide la resolución del sistema R_s, que es la que resulta de la superposición de la resolución intrínseca y la del colimador (R_c), tal que se cumple:

$$R_s^2 = R_i^2 + R_c^2$$

Si bien R_i no varía con la distancia fuente colimador, R_c si lo hace, y por lo tanto R_s también.

Existe otro parámetro que caracteriza la resolución espacial en forma cuantitativa: es el ancho a la mitad de la altura (FWHM: full with at half maximum) del perfil trazado sobre una imagen de una fuente puntual (figura 62). Este valor se relaciona con el tamaño del menor objeto detectable por la siguiente fórmula:

$$FWHM = 1.75\ B$$

Como resumen, se puede decir que, la resolución espacial depende de la resolución intrínseca de la cámara, de la resolución del colimador, del algoritmo y del filtro de reconstrucción cuando se mantiene una alineación correcta.

Hay diferentes métodos para mejorar la resolución:

1. Usar colimadores especialmente diseñados.
2. Modificar el ancho de la ventana de energía para evitar la radiación dispersa.
3. Modificar los algoritmos de reconstrucción.
4. Aumentar la dimensión de la matriza de imagen durante la adquisición.
5. Disminuir la distancia paciente colimador, ya que la resolución se degrada rápidamente cuando esta aumenta. Como este efecto es menor para los colimadores de alta resolución que para los de alta sensibilidad, no es aconsejable usar estos últimos.

16.2.3 Uniformidad de respuesta.

U es el parámetro más importante del funcionamiento del sistema SPECT. Evalúa la diferencia de la respuesta del detector en diferentes puntos del campo visual. Si considera todos los píxeles del campo visual, se la denomina uniformidad integral (U_i) y si estima el promedio de las variaciones sobre 5 píxeles se le llama uniformidad diferencial (U_D). Este ultimo parámetro es el que más interesa en SPECT, ya que diferencias de respuesta grandes, localizadas en una zona del detector, se convierten en artefactos circulares cuando se reconstruyen los cortes tomográficos a partir de las proyecciones.

Para lograr buena uniformidad, es necesario que el SPECT tenga activa la corrección de energía. Si la ventana de medición elegida sobre el espectro suma

(figura 67) de los espectros de cada uno de los PMT, incluye la contribución de todos los PMT, la respuesta del instrumento será uniforme.

La ventana de medición debe incluir a todos los espectros. En la practica hay algunos PMT que poseen todo su espectro dentro de la ventana, otros que incluyen su región inferior (efecto comptom: scatter / dispersión) y otros escapan de la ventana energética. En este ultimo caso, se verán zonas de menor actividad en las zonas que corresponden a esto PMT, mostrando falta de uniformidad.

16.2.4 Sensibilidad

Uno de los parámetros más serios en SPECT es lograr una buena cuenta radioactiva que determine una relación señal / fondo lomas alta posible en cada proyección. Esto se debe a que el tiempo disponible para el estudio esta limitado por la necesidad de inmovilidad del paciente.

La utilización de sistemas SPECT de dos o tres detectores permite obtener mejor calidad de imagen. Por ejemplo: en un SPECT de doble cabezal a 180°, se adquieren dos proyecciones opuestas por cada giro (realizando un giro de 180°, se adquieren las proyecciones de 360°). De esta forma, se puede prolongar el tiempo de adquisición de cada proyección y mantener el mismo tiempo total de estudio; se disminuye el error estadístico de conteo de cada proyección con la consecuente mejoría en la calidad de los cortes tomográficos reconstruidos.

16.2.5 Linealidad espacial.

Se refiere a la correspondencia entre la posición de la señal y la ubicación real del evento radioactivo. Las cámaras utilizan un circuito de reposicionamiento, que corrige la ubicación errónea. La matriz de corrección, solo se puede almacenar durante la construcción del equipo o por el ingeniero de mantenimiento, siempre que tenga los elementos especiales necesarios. No hace falta repetirla, salvo después de una reparación mayor, en la que se hayan tocado los fotomultiplicadores.

Esta corrección compensa las distorsiones causadas por la compresión o expansión de las cuentas radioactivas que se producen, por un error de ubicación

del evento, debajo de cada PMT . Los PMT cubren una superficie grande, e independientemente de cual sea el lugar dentro del área total de PMT en el que se produce el evento, este es ubicado en un punto correspondiente al centro del PMT. La falta de linealidad en la ubicación del evento, aun cuando esta sea menor a 1 mm, produce una falta de uniformidad de respuesta del detector.

Como ejemplo se puede mencionar que, si un área circular de 20 mm es comprimida desde todas las direcciones hacia el centro del un PMT, por 0.4 mm, el área efectiva es reducida de 100 mm^2 a 92 mm^2, lo que produce un aumento del 8% en la densidad de cuentas en el área correspondiente.

Queda demostrado, que las micro distorsiones espaciales, aunque no sean visibles con fantomas de barras, son causa de falta de uniformidad. En realidad son la causa más importante de falta de homogeneidad de la respuesta del detector a una irradiación uniforme.

Esta corrección es muy importante en SPECT, mucho mas importante aun en los estudios planares, pues la falta de uniformidad, por mala linealidad espacial, también produce artificios sobre los cortes tomográficos.

16.2.6 Alineación mecánica, electrónica y digital: Centro de Rotación.

En los cortes tomográficos, cada punto esta ordenado según un eje de coordenadas cartesianas (figura 68). Los equipo SPECT poseen 3 sistemas de coordenadas de referencia: el mecánico, el electrónico y el de la computadora. El eje Y esta definido por el eje longitudinal de la camilla en el sistema mecánico, por el detector en el electrónico y por el centro de la matriz de cada corte en el de la computadora.

Para que la imagen de una fuente puntual, colocada en el centro represente correctamente la distribución real de actividad, un punto del sistema mecánico debe corresponder con el mismo X, Y del sistema electrónico y con el mismo elemento de la matriz digital (píxel) para todas las proyecciones. Cuando esto no ocurre, se producen distorsiones y perdidas de resolución.

Se define como **eje de rotación** a la línea alrededor de la cual gira el cabezal (coincide con el eje Y de la camilla). El eje de rotación define el **centro de**

rotación (COR): es el punto de intersección del eje de rotación con el plano transversal, cuando el detector esta paralelo al eje que debe coincidir con el centro de la matriz de la computadora (figura 69).

Mientras la cámara rota alrededor de un centro físico de rotación adquiriendo los datos de las distintas proyecciones, la computadora los almacena para luego reconstruir la imagen en un corte transaxial (plano XZ).

Cuando la perpendicular trazada desde el centro del plano detector no intercepta al eje de rotación, el COR esta desviado (figura 70).

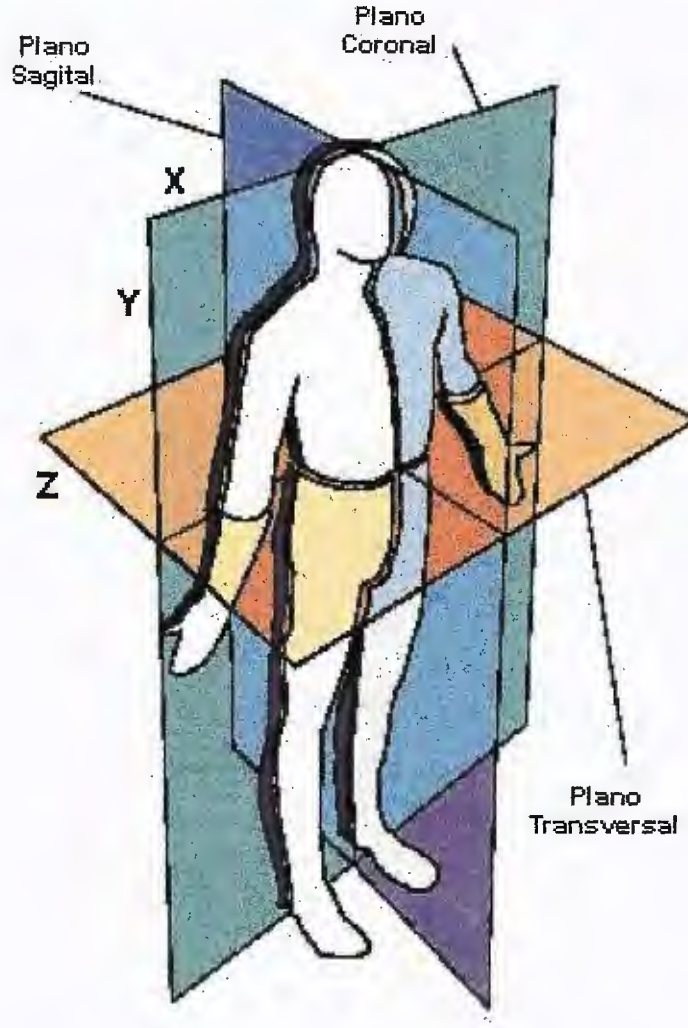


Figura 68. Descripción de los ejes X, Y y Z. Ubicación de los cortes tomográficos: Transversal (plano X,Z), Coronal (plano X,Y) y Sagital (plano Y,Z).

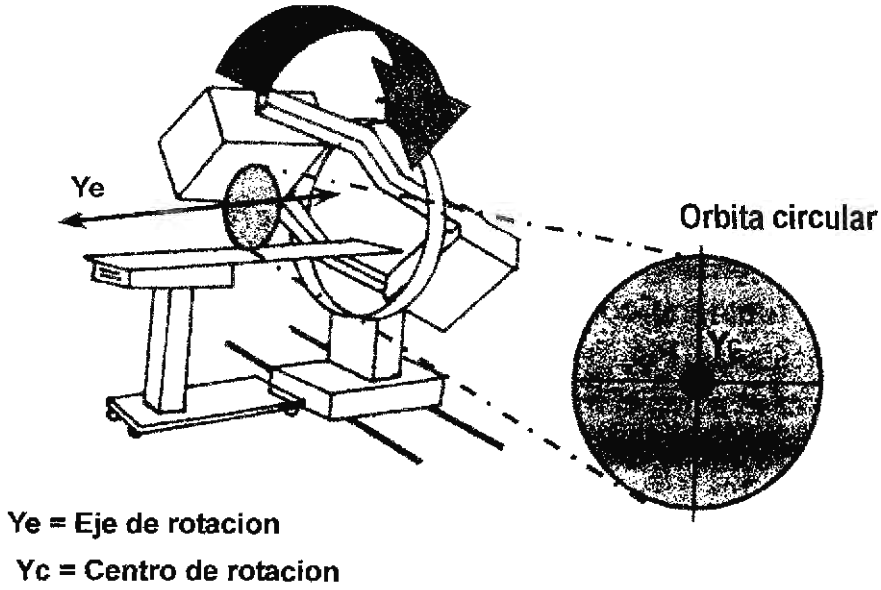


Figura 69. Esquema Eje y Centro de Rotación.

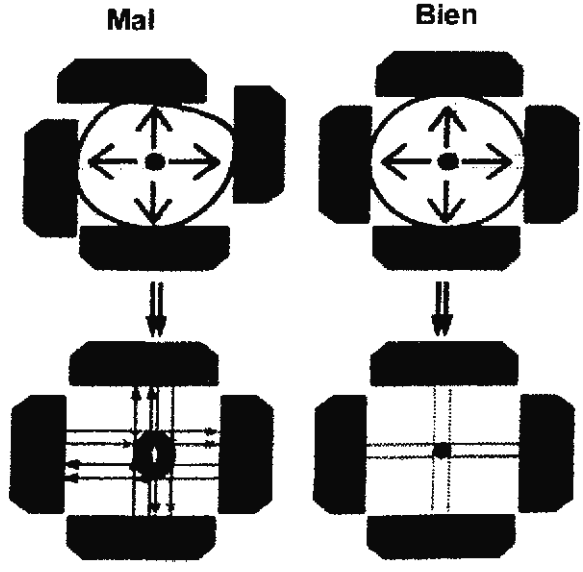


Figura 70. Generación de un defecto circular cuando la corrección del COR es defectuosa.

17. TOMOGRAFIA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PET).

La tomografía por emisión de positrones es la parte mas reciente de la medicina nuclear y se basa en la utilización de elementos emisores de positrones, es decir, elementos radiactivos que sufren desintegración beta^{+}. Los positrones son unas partículas inestables que, una vez emitidas, recorren una corta distancia a través de la materia, hasta que interaccionan con un electrón. En este momento ambas partículas se aniquilan, liberando su energía en forma de dos fotones gamma, que salen despedidos en direcciones casi opuestas, con una energía de 511 keV cada uno. Dos fotones son detectados por dos detectores conectados en coincidencia, y todos los datos adquiridos en una orbita de 360° son usados para reconstruir una imagen de la distribución de actividad de un corte. Un diagrama esquemático de un sistema PET se presenta en la figura 71.

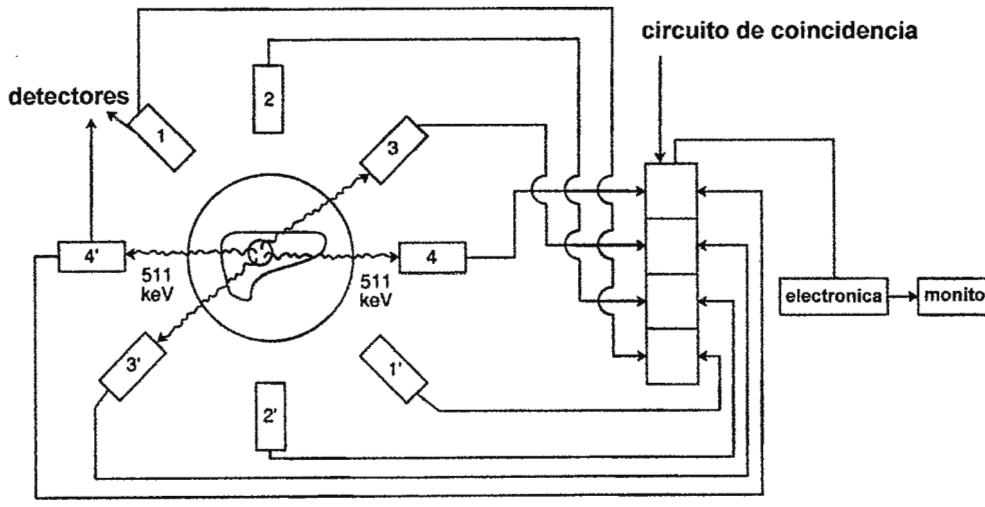


Figura 71. Esquema de un sistema PET

Los detectores están hechos principalmente de Germanato de Bismuto (BGO), Iodura de Sodio dopado con Talio (NaI (Tl)) o Fluoruro de Bario (BaF_2); de los cuales el BGO es el mas usado.

El conteo de coincidencias en una orbita de 360° es adquirido en matrices de 64 x 64, 128 x 128, o 256 x 256.

Entre los isótopos emisores de positrones se encuentran isótopos del carbono (^{11}C), del oxigeno (^{15}O) y del nitrógeno (^{13}N) que son tres de los elementos que constituyen la base de la química orgánica. En ellos recae una de las ventajas mas importantes del PET, ya que muchas moléculas orgánicas biológicamente interesantes pueden ser marcadas con estos isótopos para luego ser estudiado su metabolismo in vivo mediante PET, sin emplear marcadores orgánicos que modifiquen su metabolismo. Los isótopos mencionados también tienen la característica de tener vida media corta, lo que constituye otra de las ventajas del PET, desde el punto de vista dosimétrico.

Además de los isótopos anteriores existen otros isótopos con vida media mas larga (Tabla 9).

Radio núclido	Vida media	Decaimiento (%)
^{11}C	20.4 min	β^+ (100)
^{13}N	10 min	β^+ (100)
^{15}O	2 min	β^+ (100)
^{18}F	110 min	β^+ (97)
		EC (3)
^{68}Ga	68 min	β^+ (89)
		EC (11)
^{82}Rb	75 seg	β^+ (95)
		EC (5)

Tabla 9. Radio núclidos utilizados en PET.

17.1 PRINCIPIOS FISICOS

17.1.1 EMISIÓN $^+\beta$.

Básicamente, para explicar la existencia de emisores de positrones, se puede decir que los núcleos ricos en protones pueden reducir el exceso de carga capturando un electrón orbital (proceso que se denomina captura de electrón) o emitiendo un electrón positivo o positrón. Este mecanismo es denominado emisión $^+\beta$, en el cual el protón se transforma en un neutrón y un positrón.

El positrón es un anti electrón (posee la misma masa y la misma carga eléctrica pero de signo contrario que el electrón) que luego de recorrer cierta distancia (Rango) se aniquila con un electrón del medio circundante. El rango del positrón depende de la energía con que es emitido. El positrón va perdiendo su energía a través de choques con el medio hasta prácticamente detenerse. La distancia recorrida es generalmente de unos pocos milímetros y puede llegar a ser hasta de 1 cm. En ese momento, el positrón se combina con un electrón; se aniquilan mutuamente, convirtiéndose la masa de ambos en radiación electromagnética en la forma de dos fotones de rayos gamma de 511 keV emitidos formando un ángulo de 180° (figura 72).

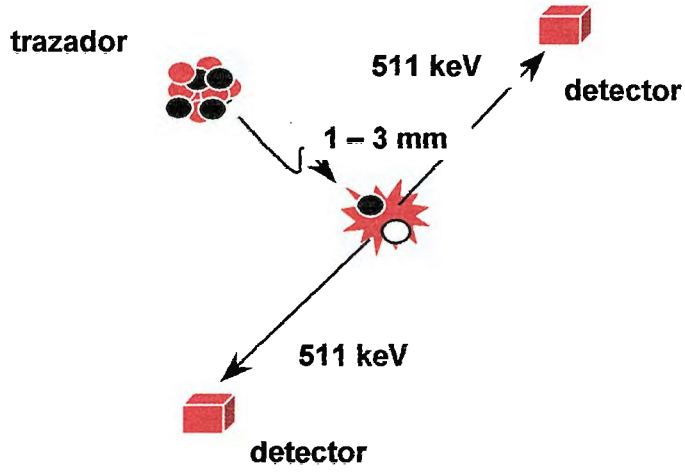


Figura 72. Física de la emisión $^{+}\beta$.

17.1.2 Detección de coincidencias

Por coincidencias se entiende que los dos fotones emitidos por la aniquilación del par electrón – positrón , son detectados simultáneamente por dos detectores enfrentados. Esto permite localizar el decaimiento del emisor de positrones en una línea que une ambos detectores. Esta técnica de detección de coincidencias permite una colimación electrónica eliminando la necesidad de usar una colimación física por medio de colimadores, como en SPECT.

Este hecho junto con las características de los emisores de positrones, es la base de la importancia del PET. De todos modos, una pequeña colimación es necesaria para disminuir las coincidencias originadas en aniquilaciones independientes (coincidencias aleatorias) y coincidencias en las que uno de los fotones es dispersado por efecto Compton (coincidencias dispersadas).

17.2 Diseño de un sistema PET

En los sistemas primeros sistemas PET , se conectan muchos detectores a un tubo foto multiplicador en arreglos circulares, hexagonales o anillos ortogonales. El numero de anillos varia de 1 a 18 colocados en arreglos dependiendo del fabricante, por ejemplo: el sistema Posicam 6.5 (Positron Corporation, Houston TX) utiliza 1320 detectores de BGO colocados en arreglos de 11 anillos con 120 detectores por anillo. El campo de visión (FOV) esta definido por el ancho del arreglo de detectores y la distancia fuente detector esta definida por el radio del arreglo. Debido a que estos sistemas detectan dos fotones que viajan en direcciones opuestas a lo largo de una línea recta, no es necesario tener un colimador que limite el campo de visión. Esta técnica de coincidencia es llamada colimación electrónica.

Mientras más pequeño sea el tamaño del detector, mejor será la resolución espacial del sistema PET, En los primeros sistemas era muy costoso fabricar muchos detectores y tubos fotomultiplicadores pequeños en este tipo de arreglo. Los sistemas modernos utilizan bloques de detectores BGO segmentados, a los cuales se acoplan 2 o 4 fotomultiplicadores. Típicamente cada bloque BGO tiene 3 cm de profundidad y se le perforan ranuras para dividirlo en matrices de 6 x 8, 7 x 8 o 8 x 8 elementos. La figura 73 muestra un diagrama de este tipo de detectores.

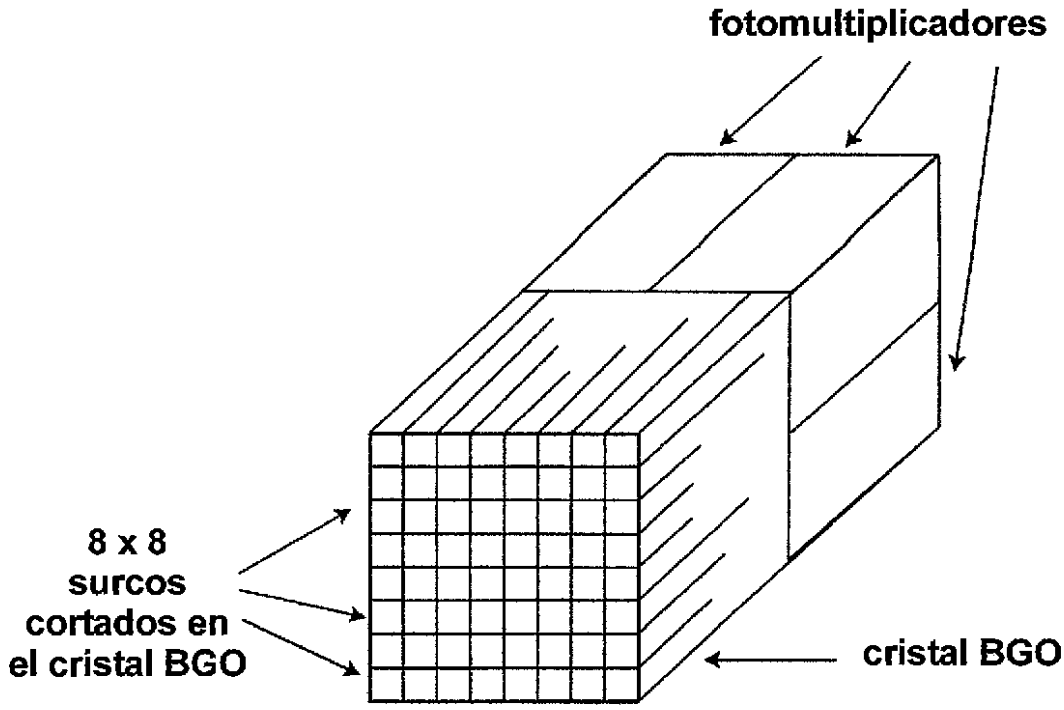


Figura 73. Diagrama de un detector de cristal BGO

La localización del punto de interacción de los rayos γ en un determinado elemento esta determinado por la salida de luz de los dos o cuatro fotomultiplicadores de la misma manera que en una cámara gamma.

El sistema PET de Siemens, ECAT EXACT HR+ utiliza 288 bloques de cristal BGO, cada uno con 64 segmentos (8 x 8) de un tamaño de 1.05 x 4.39 x 30 mm. El numero total de detectores es 18,432 arreglados en 32 anillos. Hay un total de 1152 tubos fotomultiplicadores, con cuatro tubos por cada bloque detector. El diámetro de anillo es 82.7 cm. La gran ventaja de un bloque de detectores sobre detectores pequeños con un solo tubo es el menor costo y que el sistema no esta limitado al tubo de menor tamaño disponible (~ 1 cm).

17.3 Factores que afectan al PET.

17.3.1 Atenuación.

Los fotones de 511 keV que se surgen de la aniquilación se originan de todas las regiones del órgano en interés y por ello los fotones que no se originan en le

centro viajan atraviesan distintos grosores de tejidos para alcanzar los detectores opuestos (figura 74).

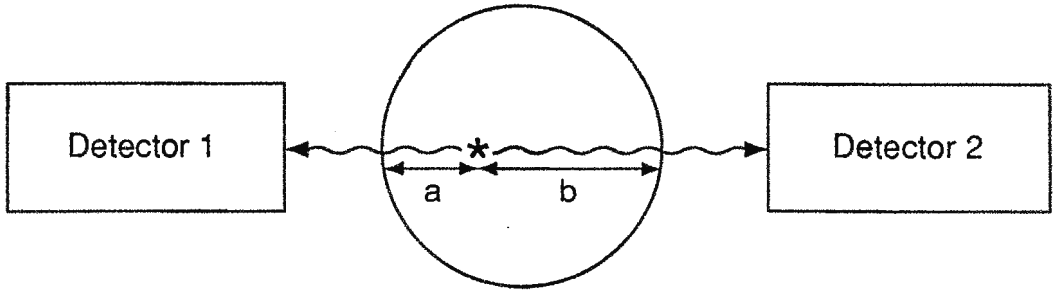


Figura 74. Dos fotones en aniquilación siendo atenuados por diferentes grosores de tejido.

Estos fotones serán atenuados de diferente manera, por lo que deben hacerse correcciones a las cuentas antes de la reconstrucción de las imágenes. El factor de atenuación no depende de la localización del punto donde son generados los fotones pero si del grosor total del órgano.

Hay dos métodos para realizar la corrección de atenuación: el método teórico y el método de scan de transmisión.

En el método teórico, los factores de corrección de atenuación son estimados a partir del conocimiento del coeficiente de atenuación lineal μ y la asunción del contorno del órgano de interés. Las inexactitudes en esta asunción dan como resultado incertidumbres en estos factores de corrección. Este método es bueno para órganos como el cerebro que tienen una densidad uniforme y no esta rodeado por otros órganos, pero falla en órganos como el corazón que esta rodeado por otros órganos.

En el método de scan de transmisión, el cual da una medida directa de la atenuación, un anillo circular de plexiglás que contiene emisores de positrones (por ejemplo ^{68}Ga con vida media de 68 min) se coloca entre el anillo de detectores y el cuerpo del paciente, manteniendo el órgano en el campo de visión. Alternamente, una varilla delgada que contiene un emisor de positrones de vida larga (por ejemplo ^{68}Ge $\rightarrow$ ^{68}Ga; ^{68}Ge tiene una vida media de 270 días) es

asegurado a la cámara y rotado alrededor del paciente por un motor. Se obtienen dos scans de transmisión, uno con el paciente y otro sin el. Los factores de corrección se obtienen del coeficiente de las dos cuentas para cada píxel y son aplicados entonces a los datos del píxel correspondiente en la matriz de reconstrucción. En la practica, el scan de transmisión sin el paciente no es obtenido para cada paciente, normalmente es adquirido periódicamente, el cual es usado para calcular los factores de atenuación para todos los pacientes en ese periodo de tiempo.

17.3.2 Coincidencias aleatorias.

Los eventos de coincidencias aleatorias o accidentales son aquellos fotones de aniquilación que no están en coincidencia pero accidentalmente son contados dentro del tiempo de coincidencia (figura 75). Las coincidencias aleatorias pueden provenir tanto de adentro como fuera del campo de visión de los detectores o de rayos γ de energía similar (511 keV) provenientes de los mismos emisores β^+ u otros radio núclidos.

Las coincidencias aleatorias normalmente sobreestiman la densidad de cuentas en el centro de la imagen y deben ser corregidas. Esta coincidencias pueden ser reducidas utilizando un tiempo de coincidencia mas corto e incrementando el radio del anillo de detectores.

La corrección de coincidencias aleatorias puede ser hecha tomando dos conteos (R1 y R2) de una fuente radioactiva con los dos detectores y utilizando la siguiente ecuación:

$$R_c = 2\tau R1R2$$

Donde R_c es la tasa de conteo de coincidencias aleatorias y τ es el tiempo de coincidencias, elegido por el usuario. En otro método, una señal es retardada mas allá del tiempo de coincidencia relativo a otra señal, y por ello no se registran coincidencias verdaderas solo aleatorias. En ambos casos las cuentas aleatorias son sustraídas del conteo total de coincidencias.

17.3.3 Coincidencias dispersas.

La radiación de aniquilación puede transformarse en dispersión mientras pasa a través del tejido, y debido a su alta energía (511 keV), la mayor parte de esta radiación dispersa se desplaza sin perder mucha energía (figura 75). Estas radiaciones dispersas serán aceptadas dentro de la ventana de energía para foto picos de 511 keV y por ello pueden ser contadas como coincidencias verdaderas. Estas radiaciones se pueden originar adentro y afuera del campo de visión, y ser detectadas por el detector. Pueden representar entre el 10% y 25% del conteo total

La imágenes son difusas por incertidumbres en los puntos de radiaciones dispersas. La contribución de la dispersión depende de la profundidad del tejido, la distribución de actividad en las diferentes secciones del objeto y la electrónica del sistema PET.

17.3.4 Resolución espacial

La resolución espacial esta determinada especialmente por el tamaño del detector y mejora con detectores pequeños. El diámetro del anillo y el material del detector también afecta la resolución intrínseca del sistema. Los sistemas PET son diseñados con diferentes dimensiones del detector para lograr una resolución espacial especifica.

Los positrones viajan cierta distancia en el tejido, perdiendo la mayor parte de su energía antes de la aniquilación y entonces son aniquilados lejos de sitio de su origen. Así el sitio de la emisión β^+ difiere del sitio de la aniquilación de fotones. La distancia que viajan los positrones se incrementa con su energía, y este fenómeno degrada la resolución espacial. Por ello, los emisores β^+ de alta energía generan una resolución espacial mas pobre que los emisores de baja energía.

Además, dos fotones en aniquilación son siempre emitidos a 180°, debido a que el par positrón – electrón no esta completamente en reposo durante la aniquilación. Tales desviaciones angulares pueden ser del orden de 0.25° y pueden degradar la resolución espacial.

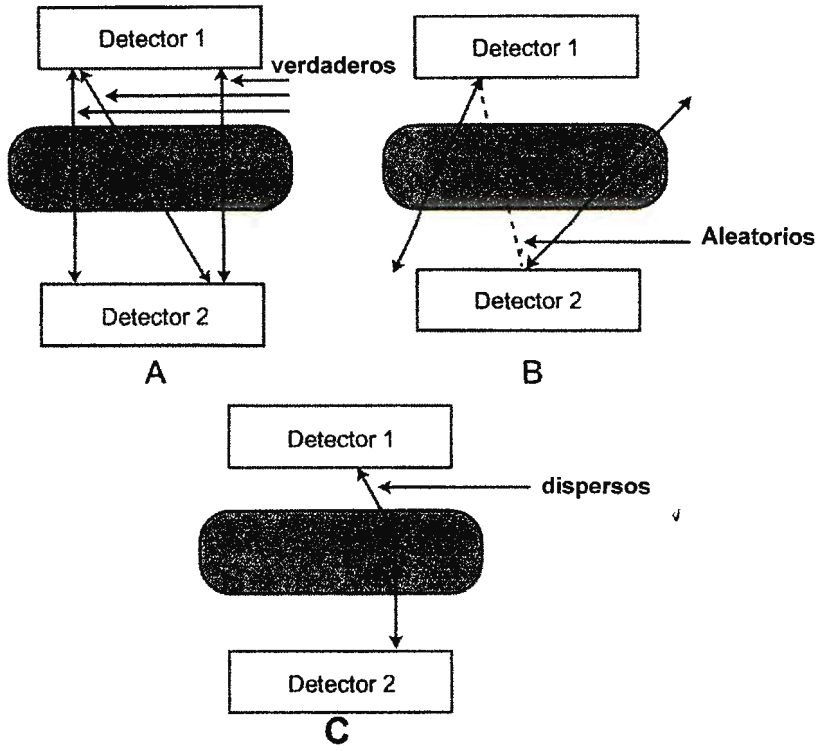


Figura 75. A) Eventos verdaderos; B) Eventos aleatorios; C) Eventos dispersos.

17.3.5 Sensibilidad.

Muchos de los factores que afectan la sensibilidad de las cámaras gamma también afectan a los sistemas PET. La sensibilidad de un sistema PET depende del material del detector, grosor de corte y el diámetro del anillo. La sensibilidad se incrementa con el grosor del corte y con la disminución del diámetro del anillo.

18. SPECT de Altas Energías

Antes de que la tecnología de detección en coincidencias se implementara en la cámara Gamma, fue posible realizar estudios planares y SPECT (Single Photon Emisión Computed Tomography) con emisores de positrones. Al estar en principio diseñadas y optimizadas para trabajar con energías bajas, fue necesario implementar una serie de modificaciones requeridas para la detección aceptable de fotones de 511 keV, entre las que se destacan:

- Extensión del rango de energías del analizador de altura de pulso (PHA)

- Mapas de corrección de uniformidad y linealidad especiales
- Inclusión de colimadores de ultra-alta energía

Distintos métodos fueron abordados por los fabricantes para mantener la linealidad de energía en todo el rango, ya que una de las aplicaciones cardiológicas más interesantes es el barrido simultáneo de trazadores de baja y alta energía (i.e. ^{99m}Tc-Sestamibi, 140 keV y ^{18}FDG, 511 keV) Además la uniformidad en un cristal detector es dependiente de la energía, por lo cual es necesario crear mapas de corrección adecuados para rangos bajos, medios y altos.

18.1 Detención de Fotones de 511 keV con cristales de NaI

La principal causa de la pobre sensibilidad de estos sistemas para detectar emisores de positrones, es la baja eficiencia que tiene el cristal de NaI para detectar fotones de altas energías. Para un espesor corriente de 3/8 de pulgada = 0.95 cm, la eficiencia de fotopico es bastante alta (84 %) para 140 keV, pero para 511 KeV es tan solo del 13%. Esta eficiencia disminuye aún mas si se detecta en coincidencias; ya que es igual al producto de las dos probabilidades: 13% x 13% =1.7%

En los sistemas PET dedicados de alta desempeño, se utilizan cristales de BGO (Germanato de Bismuto) de 3 cm de espesor, con lo que se tiene una probabilidad de interacción en coincidencias del 85%. Debido al mayor poder de frenado del BGO respecto de NaI, se necesitaría un espesor de NaI de 10 cm para lograr una eficiencia equivalente. Si bien esto es impracticable, muchos fabricantes aumentaron el espesor del cristal a 5/8 de pulgada = 1.6 cm, con lo que se logra un 21% de eficiencia(4.4% para coincidencias). El problema es que de esta forma se degrada la resolución intrínseca (tabla 10), especialmente para detectar fotones de baja energía. Afortunadamente, este efecto no parece afectar los resultados, ya que es el colimador mucho más que el cristal quien determina la resolución del sistema en estudios clínicos.

Al menos en un aspecto importante el NaI es superior al BGO, y es en cuanto a resolución de energías, de 10% para el primero versus 23% para el segundo. Por esto con NaI se tiene una menor fracción de radiación dispersa en el fotopico.

Espesor (pulg.)	$^{201}Tl - 70keV$	$^{99m}Tc - 140keV$	$^{67}Ga - 300keV$	$^{18}F - 511keV$
3/8	100	84	99	19
½	100	91	41	17
5/8	100	95	48	21

TABLA 10. Resolución espacial (mm) a distintos espesores y energías.

18.2 Colimadores para 511 keV

Nuevos y más pesados colimadores debieron ser propuestos para lograr imágenes aceptables con los trazadores de PET. Inclusive el alto poder de penetración de los fotones de 511 keV obligó a los fabricantes a rediseñar el blindaje en los cabezales para evitar filtraciones. En consecuencia, el gantry de los equipos de uno o más cabezales debió adaptarse para soportar el peso adicional de plomo. La tabla 11 muestra las especificaciones de algunos colimadores originalmente comercializados.

La gran penetración septal, que fue reportada en experiencias con fantomas como hasta de un 50%, sumada a la significativa dispersión Compton en plomo para los 511 keV, llevan la resolución topográfica a 17 mm (FWHM), mientras que para 140 keV y un colimador de propósitos generales es aproximadamente 10 mm. Se diseñaron también colimadores convergentes en forma de abanico o "Fan-beam" de ultra-alta resolución con agujeros más finos y largos, para mejorar la resolución manteniendo la sensibilidad.

Además, la baja sensibilidad de NaI requiere tiempos muy prolongados de colección de eventos para lograr un buen contraste y detectabilidad de lesiones. A pesar de estas limitaciones, FDG-SPECT ha demostrado su utilidad clínica en estudios de viabilidad miocárdica.

Colimador	ADC UGHP	Elscint HPC-93	Siemens HPC-93	GE UHEGP
Peso por unidas (Kg)	145	142	-	108
Diámetro agujeros (mm)	2.7	4.0	3.4	3.0
Espesor Septal (mm)	2.3	2.5	3.0	2.5
Largo agujeros (mm)	60	80	75	60
Resolución (FWHM) A 10 CM (mm)	9.9	11.6	10.4	
Sensibilidad (cpm / mCi)	120	110	60	120

Tabla 11. Características de algunos colimadores de 511 keV. Los datos que se muestran corresponden a datos suministrados por los fabricantes en 1995 y no necesariamente se aplican a modelos posteriores.

Detectores de coincidencia de dos cabezas.

Además de los sistemas PET, existe otro tipo de detectores de coincidencias llamados detectores de coincidencia de dos cabezas. En estos sistemas tienen dos detectores de centelleo, usados normalmente en SPECT, colocados en dirección opuesta y conectados mediante circuitos de coincidencia para detectar la aniquilación de fotones de 511 keV. Los dos detectores rotan alrededor del paciente y registran solo los fotones coincidentes en el modo de coincidencia o un solo fotón el modo SPECT.

En el modo de coincidencia no se utiliza colimador, mientras que en el modo SPECT si se utilizan.

La ventaja de estos sistemas es que pueden ser utilizados tanto como PET o SPECT, de acuerdo a las necesidades, y no son tan caros como los sistemas PET dedicados.

En lo que sigue de este capítulo, se abreviaran CGC ("Cámaras de Coincidencias").

18.3 Instrumentación y Principios Físicos

Los principios básicos de adquisición y reconstrucción de datos con una CGC son similares a los PET dedicado, pero con algunos cambios importantes. En esta

sección se repasarán brevemente dichos principios, recalcando las peculiaridades que los nuevos sistemas introducen.

Tal como en una adquisición de SPECT, el par de cabezales opuestos gira alrededor de la región de interés a explorar, en forma continua, de a pasos (" Step and Shoot "), o realizando rotaciones múltiples si cuenta con anillos deslizantes (" Slip-ring"). El tiempo total de adquisición por posiciones de camilla es de 20-30 minutos.

Así como se realiza en los sistemas PET dedicados, se incorpora al sistema un circuito electrónico para detección de coincidencias. Una aniquilación positrón-electrón resulta en la emisión de dos fotones de 511 KeV en direcciones opuestas. Si uno de los dos fotones es captado por uno de los dos detectores, se abre una ventana de tiempo (10-15 ns); si en ese lapso se detecta un evento en el cristal opuesto, una coincidencia es registrada, indicando que la aniquilación se produjo en algún punto a lo largo de la línea que une las posiciones en que dichos eventos han sido detectados. Normalmente, estas "líneas de respuesta "(LOR) se almacenan en forma de sinogramas. De esta manera se cuenta con una colimación electrónica, representando una de las mayores ventajas de PET sobre SPECT. No obstante, con los cristales de NaI, 1 de cada 100 fotones detectados, aproximadamente, se corresponde con una coincidencia válida en el detector opuesto. Es por esta razón que se necesita una electrónica rápida, capaz de procesar una elevada tasa de eventos.

Lamentablemente, en esa ventana de tiempo no solo se registran coincidencias verdaderas o "trues", sino también eventos aleatorios o "randoms" y dispersos "scatter", a causa de aniquilaciones originadas dentro o fuera del campo de visión de los detectores (figura 75). La tasa de estas "falsas coincidencias" aumenta con la actividad, disminuyendo la relación señal-ruido en la imagen reconstruida.

18.4 Resolución

Como no se utilizan los colimadores convencionales, la resolución espacial de las CGC esta básicamente determinada por la resolución intrínseca del cristal de NaI

(4-5 mm). Varios otros factores se combinan para que la resolución tomogràfica de estos sistemas sea de 7-10 mm (FMHM). Aquí debe mencionarse que el límite físico de resolución espacial viene dado antes de la detección por dos factores principales. El primero se debe a que, en una aniquilación, los dos fotones creados de 511 keV no son exactamente colineales para conservar el momento lineal del par electrón-positrón, sino que tienen un ángulo relativo de 180° + 0.6°. El segundo se produce porque el positrón es emitido con cierta energía cinética y recorre cierta distancia antes de aniquilarse con un electrón del medio. Para ^{18}F, el isótopo mas utilizado, el rango medio del positrón en agua es de 0.6, mientras que para ^{82}Rb es de 6 mm. La combinación de ambos efectos impone un límite físico a la resolución DE 2-5 mm, dependiendo del isótopo a emplear.

Otro factor que afecta la resolución espacial es puramente geométrico. El fotòn incidente puede interactuar en cualquier punto a lo largo de su recorrido en el cristal. Cuando incide perpendicularmente, el punto de ingreso se determina con precisión pero es fácil ver que esto no es así cuando la incidencia es oblicua; existe una incerteza en el punto de entrada que aumenta con el ángulo de incidencia. Por lo tanto la resolución se degrada anisotropicamente, y en forma variable con la posición de la fuente en el campo de visión. Cabe mencionar que se desarrollan y prueban nuevos detectores que den información sobre la profundidad de la interacción para corregir este efecto.

18.5 Sensibilidad vs. Contraste

Como se expuso anteriormente, el cristal de NaI es muy eficiente para detectar fotones de baja energía (i.e. 140 keV), pero no para 511 keV, y menos aún en coincidencias. Aparte de aumentar el espesor del cristal, se implementaron nuevos métodos para incrementar la relación de eventos verdaderos detectados. Si se considera la interacción de fotones de 511 keV en NaI (Figura 76), se tiene que aproximadamente el 80% de los mismos sufren dispersión Compton, y muchos escapan del cristal, depositando y convirtiéndose en luz visible solo una fracción de su energía original, menor a 350 keV (compton edge). Sin embargo, la determinación de posición es bastante acertada, y por lo tanto se pueden colocar

una o más ventanas sobre la región Compton de un espectro y chequear coincidencias en el fotopico o incluso región compton del cristal opuesto. De esta manera se logra aumentar la sensibilidad en un factor 3-4, sin degradar demasiado la resolución.

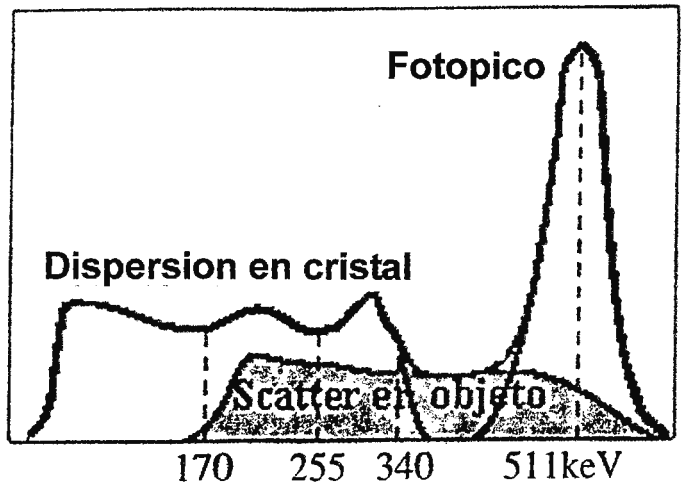


Figura 76. Espectro de energías para 511 keV en un cristal NaI.

Pero en la misma ventana Compton también se detectan fotones desviados por dispersión en el paciente u objeto en estudio. Estos eventos, en principio, no se pueden discriminar de los dispersados en el cristal causan perdida de contraste. Para ellos algunos fabricantes diseñaron filtros de alta generación escalonados que se colocan delante del cristal. Un modelo de filtro consta de tres láminas consecutivas de plomo, estaño y cobre (figura 77). Los fotones de menor energía, tales como los dispersados en el paciente son absorbidos por la primera capa de plomo, el estaño absorbe los rayos X generados en el estaño. Así se logra reducir la radiación dispersa (y eventos singles) que ingresan al cristal mientras se da pasar al 80% de los fotones de 511 keV.

18.6 NEC

La sensibilidad de un sistema PET se define como la cantidad de coincidencias registradas por unidad de tiempo y de concentración de actividad. En esta cantidad están incluidos los eventos verdaderos (**T**rues), los dispersos (**S**catter) y aleatorios (**R**andoms). La relación entre estas cantidades es dependiente de la

actividad, distribución de la fuente y de cada scanner en una cantidad llamada NEC (Noise Equivalent Count rate), o "cuentas equivalentes en ruido": donde T, S y R están definidos arriba, y k es una constante que depende del sistema y el método de sustracción de eventos aleatorios.

$$NEK = \frac{T^2}{T + S + kR}$$

El NEC es una figura de mérito que caracteriza a un sistema por su capacidad de registrar cuentas útiles. Para sustraer los eventos aleatorios, muchos sistemas, incluyendo algunas CGC adoptan el método de la ventana demorada. Consiste en buscar coincidencias en una ventana de la misma duración que la ventana normal, pero corrida en el tiempo, y estadísticamente se supone que el numero de coincidencias. Estos se pueden restar on-line o posteriormente durante la reconstrucción. En la tabla 12 se muestra la sensibilidad, NEC y fracción de radiación dispersa para algunos equipos operando en 2D y en 3D.

	E CAM+ (Siemens)	Millenium VG CoDe5(GE)	CPET 250 (UGM)	ECAT EXACT HR+(CTI)
Tipo	CGC-NaI	CGC-5/8" NaI	PET-NaI(3D)	PET-BGO (2D/3D)
Sensibilidad 2D (kcps/mCi/ml)	-	25	-	200
Sensibilidad 3D (kcps/mCi/ml)	11	275	400	1700
NEC pico 2D (keps)	-	2	-	84
NEC pico 3D (kcps)	-	4	49	110
Fracción Scatter 2D	-	24%	-	18%
Fracción Scatter 3D	14%	37%	27%	35%

Con ventana de 20% en fotopico

Tabla 12. Desempeño de algunos sistemas de CGC y PET.

18.7 Adquisición y reconstrucción 3D

Desde un comienzo se propuso eliminar todo tipo de colimadores, tal como se hizo con PET 3D, para poder ganar sensibilidad en un factor 4-5, aprovechando la naturaleza tridimensional de la radiación. De esta manera cambia por completo el desempeño del sistema, y se trasladan a la cámara gamma nuevos problemas, inherentes a la colección y procesamiento de coincidencias en 3D:

- Aumento considerable de eventos aleatorios dispersos detectados.
- Detección de fotones provenientes desde fuera del campo de visión, afectando la uniformidad hacia los bordes.
- La sensibilidad resulta máxima en el centro y disminuye hacia la periferia del campo (perfil triangular de sensibilidad)
- Corrección de atenuación por transmisión mas complicada
- Aumento considerable de la tasa total de eventos (singles)
- Aumento considerable del tamaño de los datos a almacenar y procesar

Afortunadamente, muchos de estos problemas fueron abordados y corregidos total o parcialmente luego de varios años de esfuerzo por parte de grupos motivados por imponer la metodología 3D en PET. Las cámaras de coincidencia deben, en cierta medida, su aparición a dichos avances logrados en las áreas de procesamientos de señales y datos, que se describirán brevemente a continuación.

18.8 Septa de Alta energía

Ante los numerosos problemas que plantea la adquisición de imágenes sin colimadores, algunos fabricantes ofrecen como alternativa colocar colimadores especiales o Septa, consistentes en una serie de láminas paralelas de plomo (figura 77) De esta manera se blinda la incidencia oblicua, confinando las coincidencias a planos directos o adyacentes, tal como se hace en los PET escáner cuando operan en modo 2D.

Así se elimina gran parte de eventos aleatorios o dispersos provenientes de planos no contiguos o desde afuera del campo, aumentando la relación Trues/

Singles. La consecuencia obvia es la disminución general de sensibilidad, pero al menos el perfil en la dirección axial se hace mas uniforme, se reduce el tamaño de los datos a procesar y es posible reconstruir imágenes con el método de retroproyección filtrada para dos dimensiones

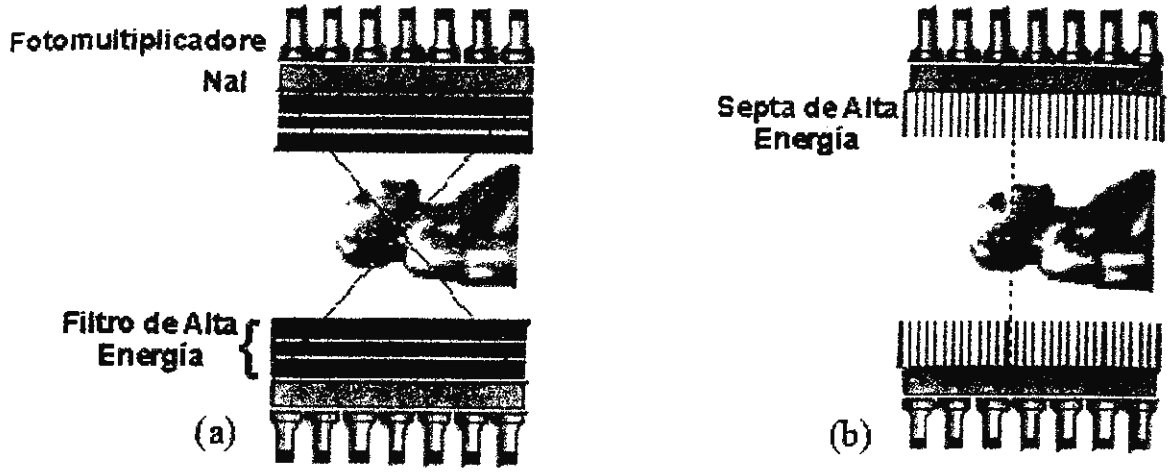


Figura 77. (a) Adquisición 3D con máximo ángulo de aceptación y filtro de alta energía para reducir la dispersión (b) Adquisición 2D con septa de alta energía. La adquisición se limita a coincidencias en un mismo plano transaxial o adyacentes.

18.9 Corrección de atenuación

La atenuación de la radiación en el paciente u objeto bajo estudio causa un número de artefactos en la imagen reconstruida: variaciones regionales de intensidad, distorsiones espaciales y efectos de borde que limitan la detección y cuantificación de estructuras. Sus efectos y la necesidad de corregirlos en tomografía de emisión han sido estudiados extensivamente, a tal punto que los sistemas PET dedicados como los SPECT de dos o más cabezas vienen normalmente equipados con software y hardware destinados a corregir atenuación.

El efecto es más pronunciado en PET que en SPECT, ya que son dos los fotones que deben atravesar el medio material para que un evento en coincidencias sea registrado. Esto es evidente en estudios comparativos de perfusión miocárdica con FDG-PET y FDG-SPECT sin corregir por atenuación; aquí el efecto se manifiesta simulando un decremento aparente de metabolismo en la cara inferior del

miocardio en las imágenes de PET, demostrando la necesidad de corregir este fenómeno en las cámaras de coincidencia.

En el caso de cerebro, la corrección de atenuación es sencilla de implementar porque se supone que el coeficiente de atenuación es uniforme dentro de la cavidad intracraneal, que se delimita fácilmente trazando una región de interés. Para otras regiones del cuerpo, tales como tórax, no es posible aplicar una corrección calculada ya que allí coexisten tejidos con distintas densidades. Aquí es necesario realizar barridos de transmisión con fuentes externas, para medir los factores de corrección de atenuación (AFC) a lo largo de las líneas de respuesta.

En la mayoría de los sistemas PET dedicados, este barrido normalmente se realiza haciendo girar fuentes lineales de ^{68}GE (emisor de positrones), alrededor del paciente durante unos 5-10 minutos por posición de camilla, antes del barrido de emisión. En los últimos años también se han implementado fuentes puntuales de ^{137}Cs (singles, 66 keV) especialmente en sistemas PET 3D con cristales de NaI(Ti). El uso de estas fuentes puntuales posibilita, entre otras cosas la realización del barrido de transmisión después del barrido de emisión y en tiempos más cortos (2 minutos).

En las nuevas CGC, no resulta trivial implementar un método práctico y satisfactorio para corrección de atenuación que sirva tanto para SPECT de baja energía como para PET. Actualmente se estudian distintas configuraciones, usando fuentes puntuales de ^{137}Gs deslizantes o múltiples en geometría Fan-beam.

19. SISTEMAS HIBRIDOS PET / CT.

La planeación de un tratamiento eficiente para el cáncer depende del diagnostico temprano y la terapia adecuada. Los procesos de cáncer comienzan a nivel molecular; al momento que el numero de células afectadas es suficientemente grande para su reconocimiento anatómico, la enfermedad puede haber progresado a una etapa en la cual es muy difícil su tratamiento exitoso. Por el contrario, cambios morfológicos no son necesariamente indicativos de malignidad. Hoy en día la mayoría de diagnósticos, seguimiento y resultados de tratamiento acerca del cáncer recaen en modalidades diagnósticas como CT y MR, las cuales detectan únicamente cambios anatómicos en las lesiones. Técnicas de imágenes a nivel molecular, como el PET están incrementando su rol en la detección y seguimiento del cáncer. La aparición del químico ^{18}F-fluoro-2-deoxiglucosa (FDG) como un trazador sensitivo para PET ha abierto la posibilidad de examinar el cuerpo entero con una sola dosis de el. Sin embargo las imágenes FDG PET contienen todavía poco detalle anatómico. La necesidad de colocar imágenes funcionales en un contexto anatómico es obvia. CT y PET son modalidades diagnosticas complementarias cuya combinación promete ser muy poderosa.

Existen numerosos algoritmos de computadora disponibles para "fusionar" imágenes provenientes de distintas modalidades en forma retrospectiva. El alineamiento retrospectivo solo funciona muy bien en órganos rígidos como el cerebro. En otras regiones del cuerpo esto más difícil de lograr debido al movimiento del paciente entre las dos maquinas, reposicionamiento en una mesa distinta y posiblemente los exámenes son realizados en días diferentes. Esto conlleva a diferencias en las imágenes debidas a la posición y estado fisiológico del paciente, movimiento incontrolable de los órganos internos, etc.

Una solución a lo anterior es un sistema que adquiera ambos tipos de imagen, funcional y anatómica, durante una sola sesión para reducir las diferencias entre las imágenes, estos son los sistemas híbridos PET / CT. El primer prototipo fue desarrollado por la Universidad de Pittsburg en colaboración con CTI PET Systems Inc, Knoxbille, USA y Siemens Medical Solutions, Iselin Nj, USA.

19.1 Concepto de diseño.

Estos sistemas han sido diseñados principalmente para aplicaciones de exámenes de cuerpo entero en ontología clínica. Para ello el sistema PET debe tener el mejor desempeño posible en resolución y sensibilidad espacial para combinarse con la imagen de CT. Por otro lado el sistema CT tiene tres funciones:

1. proveer correlación anatómica con la imagen funcional
2. proveer imágenes CT de calidad diagnostica
3. Proveer datos de corrección de atenuación para la imagen PET.

Estos sistemas son una combinación mecánica de componentes de PET y CT. Se mantiene un aislamiento mecánico entre ambos componentes para facilitar el servicio. Las características de funcionamiento de los sistemas híbridos son exactamente las mismas que los sistemas CT y PET separados, con la única diferencia que la inclinación del gantry en los sistemas híbridos no es posible.

Uno de los mayores desafíos en el diseño de estos sistemas es la mesa de paciente. Esta debe tener la capacidad de posicionar al paciente con alta precisión vertical y axial.

Una característica de estos sistemas es la habilidad de utilizar una corrección de atenuación basada en los datos de CT para corregir las imágenes PET. Esto elimina el tiempo requerido para un scan de transmisión y provee una imagen casi sin ruido. Las imágenes reconstruidas están listas en aproximadamente 90 segundos después de terminado el examen.

Durante una adquisición típica, 60 minutos después que el paciente ha sido inyectado con FDG, se posiciona al paciente en la mesa, se obtienen una imagen de exploración, luego se obtiene la imagen de CT, la cual no excede de 60 segundos y luego se obtiene la de PET la cual tienen una duración de 30 minutos.

La utilización de cristales LSO en PET ofrece tiempos de obtención de imagen mucho más cortos, hasta 12 minutos para una imagen de cuerpo entero.

CUARTA PARTE:

CONSIERACIONES DE DISEÑO DE INTALACIONES.

20. CONSIDERACIONES DE DISEÑO DE INSTALACIONES.

20.1 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA.

Antes de adquirir un sistema de tomografía computarizada se tienen que tomar en cuenta ciertas consideraciones respecto a las instalaciones. Los sistemas comparables de distintos fabricantes difieren muy poco en sus aplicaciones clínicas básicas. Las principales diferencias entre el sistema mas avanzado y el más sencillo generalmente involucran tiempos de examen y reconstrucción, resolución espacial, almacenamiento de datos y protocolos espirales.

Fallas en el suministro de las adecuadas condiciones ambientales para las computadoras comprometen la integridad del sistema y acortan su vida útil. En la mayoría de los casos, el sistema de control ambiental del hospital no puede ser usado debido a que su operación esta condicionada a las condiciones de todo el hospital y la mayoría de las veces opera casi a su máxima capacidad. También es necesario acondicionamiento del suministro de energía eléctrica ya que la generación de imágenes libres de artefactos depende en gran medida de la energía eléctrica suministrada al sistema. Se deben instalar supresores de sobre carga y dispositivos de desconexión en el caso de falla de suministro eléctrico.

Para analizar los requerimientos básicos de diseño se tomara como base la clasificación que hace la agencia de investigaciones en el sector de la salud ECRI (Emergency Care Research Institute, por sus siglas en ingles) de los sistemas de tomografía computarizada respecto a su desempeño: alto, mediano y bajo (tabla 1). La clasificación completa propuesta por la ECRI se presenta en el anexo 1.

	Alto	Medio	Bajo
TIPO	Multicorte	Multicorte	Un corte
Numero de cortes	16	4	1
GANTRY			
Geometria	Anillos deslizantes	Anillos deslizantes	Anillos deslizantes
Tipo de detector	Cerámico	Cerámico	Cerámico
Numero de filas	16	4	1
Elementos por fila	≈ 1000	≈ 1000	≈ 1000
No de canales	16 x 1000	4 x 1000	1 x 1000
Tiempo de rotación (sec)	0.5 - 2	0.5 - 2	1 – 4
Inclinación (°)	± 30	± 30	± 30
Peso (kg)	< 2000	< 2000	< 2000
Apertura (cm)	70	70	70
Localizador	láser	láser	Láser
TUBO RX			
Almacenamiento de calor (HU)	5,000,000	5,000,000	2,000,000
Tasa de disipación de calor (HU / min)	700,000	700,000	500,000
Enfriamiento del tubo	Aceite o agua	Aceite o agua	Aceite o agua
GENERADOR RX			
Potencia de Salida (kW)	60	60	20
Rango de kVp	80 - 140	80 - 140	80 –140
Rango de mA	20 - 500	20 - 500	20 – 500

Tabla 13. Características de los sistemas de tomografía de acuerdo a clasificación de la ECRI.

20.2 Características de la sala.

Altura de la sala.

La altura mínima requerida en la sala donde debe ser al menos 40 cm más alta que el gantry para que no interfiera con los movimientos del gantry, permita la circulación de aire y reparaciones o modificaciones en el techo de la sala. Se recomienda una altura mínima de 250 cm.

	Alto (cm)	Medio (cm)	Bajo (cm)
GE Medical	188.2	208	184.9
Philips Medical	205	205	196
Shimadzu	n / a	n / a	172
Siemens Medical	199	199	178
Toshiba	n / a	195	176
Altura min. (cm)	**248**	**248**	**236**

Tabla 14. Alturas máximas de equipos de tomografía.

20.3 Contacto visual con el paciente.

Durante el diseño de una sala de tomografía debemos asegurarnos que el operador mantenga contacto visual con el paciente todo el tiempo. Esto puede ser hecho también con cámaras de video. El monitor de la cámara debe estar colocado cerca de la consola del operador.

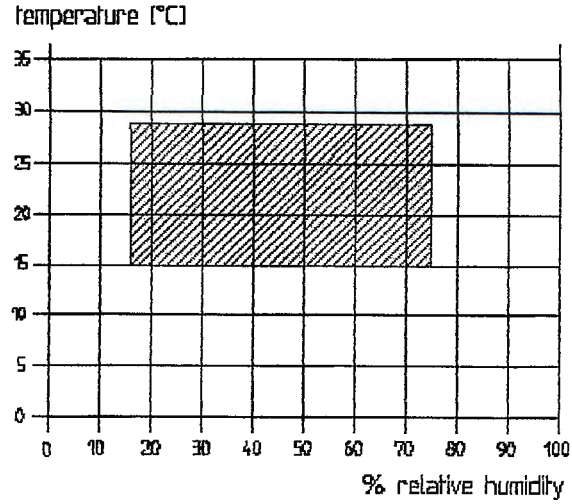
20.4 Consideraciones ambientales

Las condiciones ambientales de operación deben mantenerse en un rango relativamente bajo de temperatura para favorecer la disipación de calor del equipo, especialmente del tubo de rayos X. A continuación se presenta las condiciones ambientales de funcionamiento sugeridos por algunos fabricantes.

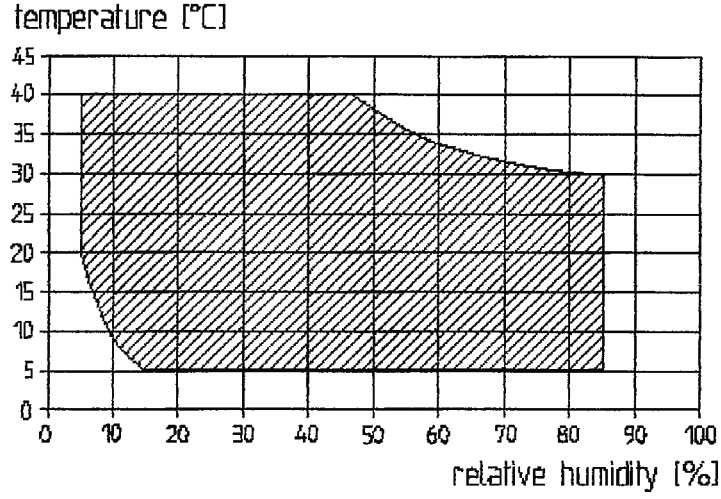
	Temperatura (°C)	Humedad relativa (%)	Gradiente de temperatura (°C / h)
GE Medical	15 – 26	30 - 60	3
Philips	15 – 27	20 - 75	n / a
Siemens	15 – 28	15 - 75	6
Cond. Mins.	15 – 28	15 - 75	3

Tabla 15. Condiciones ambientales mínimas para equipos de tomografía

Cada equipo posee sus propios climatogramas, en los cuales se detalla los rangos de operación aceptables respecto a temperatura y humedad. Las siguientes figura muestran dos ejemplos de climatogramas.



Requisitos de operación climáticos para una sala de examen en tomografía computarizada.



Requisitos de operación climáticos para un sistema de enfriamiento para sistemas de tomografía.

20.5 Sistemas de enfriamiento.

El sistema de enfriamiento de la sala debe ser capaz de mantener las condiciones de ambientales de la sala. Para efectos de planeación, cada fabricante incluye la disipación de calor que produce su sistema bajo ciertas

condiciones de operación. La siguiente tabla presenta la disipación de calor de cada uno de los componentes de dos sistemas.

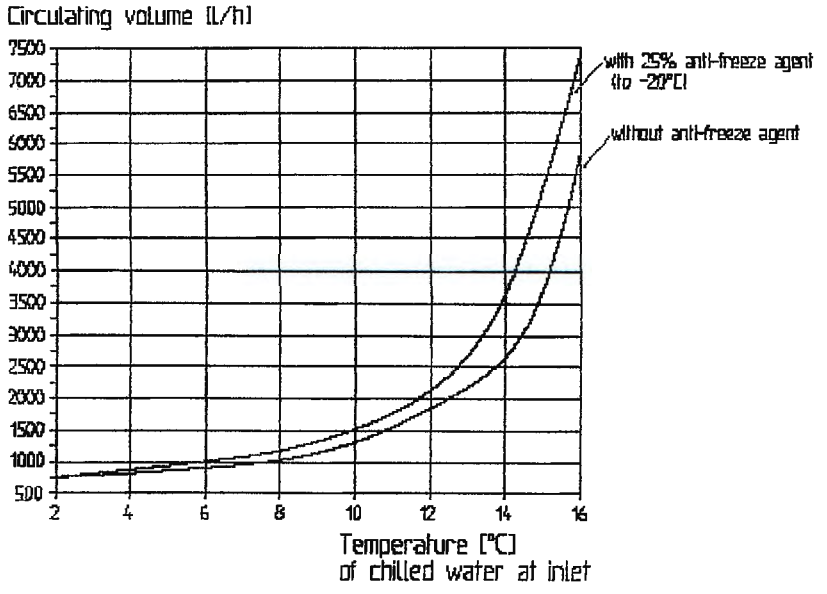
	Gantry (W)	Mesa (W)	Fuente de energía (W)	Consola del operador
GE Medical	12600	200	1000	770
Siemens Medical	10400	150	1200	3000
Disip. Max.	12600	200	1200	3000

Tabla 16. Disipación de calor máxima de equipos de tomografía.

Algunos modelos sistemas de tomografía utilizan sistemas de enfriamiento por agua fría para disipar el calor generado por el tubo de rayos X. Esto puede hacerse de dos maneras: suministrando agua fría al equipo proveniente del sistema del hospital o instalar un sistema de enfriamiento de agua / agua o agua / aire para uso exclusivo de equipo.

En caso de los enfriadores de agua / agua los requerimientos básicos se mencionan a continuación.

- Potencia de salida: 15 kW.
- Temperatura del agua: 2 – 16 °C
- Gradiente máximo de temperatura. 0.5 °C / min
- Presión de operación: no debe exceder los 10 bar.
- Flujo: Depende de la temperatura del agua. La siguiente grafica muestra la relación entre la el flujo de agua y la temperatura de esta para un enfriador utilizado en sistemas de tomografía.
- Debe apagar el flujo de agua cuando el equipo no esta en uso.
- Calidad del agua: agua potable apta para consumo. En lugares con calidad inferior se recomienda el uso de filtros con mallas de 0.2 mm.



Para los enfriadores agua / aire los requerimientos son los siguientes:

- Se debe proveer al equipo con tuberías (puertos) para la entrada y salida de aire que conecten con el exterior.
- Estos puertos deben tener compuertas que se abran automáticamente con el flujo de aire producido cuando el ventilador se enciende.
- Deben tener rejilla protectoras para contra animales.
- La distancia entre el puerto de entrada y salida no debe ser menor de 1 mt.
- Temperatura del aire de entrada: 25 - 40 °C.
- Flujo de aire: 4000 m^3 / hora para una temperatura de 40 °C en el aire de entrada.

El circuito secundario de agua tiene las siguientes características:

- Temperatura nominal: 18.5 °C.
- Flujo nominal: 3000 L / hora.
- Presión nominal: 5 bar

20.6 Filtros de aire.

En el caso de suministro de aire del exterior se recomienda la utilización de filtros de aire capaces de filtra particular > 10μm., de acuerdo a norma DIN 24185.

20.7 Protección contra radiaciones ionizantes.

Antes de iniciar la operación del sistema de tomografía, se debe definir las zonas protegidas y no protegidas contra radiaciones ionizantes de tal manera que el acceso a esta ultimas sea restringido durante la operación del tubo de rayos X.

La protección radiológica de la sala debe ser establecida de acuerdo al Titulo III de la Ley del Reglamento Especial de Protección y Seguridad Radiológica en nuestro país. Además podemos auxiliarnos de normas internacionales como:

- DIN 6812: norma alemana para protección contra radiaciones.
- CFR 21: Código Federal de Regulaciones. El 21 es el código reservado para el reglamento de la FDA.
- IEC 60601: La Comisión Internacional Electrotécnica es un ente a nivel mundial que promueve la estandarización internacional de dispositivos electrónicos.

20.7.1 Indicadores de radiación.

Deben ser instalados de acuerdo a las normas anteriores.

20.7.2 Interruptor de radiación de puerta.

La mayoría de sistemas tienen una entrada de interrupción de radiación que se conecta a la puerta de acceso a la sala. Esto permite que el sistema no emita radiación a detectar que la puerta esta abierta y evitar así la exposición por radiación dispersa.

20.8 Equipo adicionales para una sala de tomografía computarizada.

- Detectores de humo y fuego.
- Extintores
- Dispositivos de almacenamiento de respaldo, documentación técnica, equipo de servicio y calibración.
- Procesadora de películas. Debe estar localizada en un área cercana al equipo.

20.9 Requerimientos de iluminación.

De acuerdo a la norma DIN 68 68-57 (estándar internacional en preparación) la iluminación en los cuartos donde se realizan diagnósticos debe cumplir con lo siguiente:

- La iluminación debe ser ajustable y libre de resplandor, y su ajuste debe ser reproducible (regulación con escala)
- No debe existir resplandor proveniente de ventanas, luces y otros indicadores luminosos en la posición normal de los monitores.
- En ambientes que utilizan monitores diagnósticos la norma anterior establece lo siguiente: la tolerancia se obtiene de la siguiente formula.

  $$F = L_{blanco} / L_{ambiental}$$

  Donde F = 100 para monitores diagnósticos y F = 40 para monitores de visualización.
- Para la medida de la iluminación ambiental, $L_{ambiental}$, el monitor estará apagado, y el fotómetro colocado en la posición habitualmente ocupada por el observador. Así mismo se realizará una comprobación visual de la presencia de puntos de luz reflejados sobre la pantalla y de la presencia de fuentes de luz en el campo de visión del usuario.
- En salas donde existan negatoscopios la iluminación debe ser ≤ 50 lux.
- Para la medida de la iluminación ambiental los negatoscopios deben permanecer apagados. Medir en la proximidad del negatoscopio con el sensor del luxómetro en dirección perpendicular a su superficie y orientado hacia el observador.

20.10 Interruptor de emergencia.

Se debe instalar a menos un interruptor de emergencia en la sala de examen que corte la energía de suministro al sistema en caso de emergencia. Este interruptor debe tener un seguro para prevenir que sea desactivado inadvertidamente.

20.11 Contaminación por polvo y química.

Los sistemas de tomografía son susceptibles a la contaminación por polvo, esto puede provocar un mal funcionamiento de los sistemas. Se recomienda nunca

instalar un sistema en un área en construcción o susceptible a la acumulación de polvo.

Las procesadoras de película húmedas no debe instalarse nunca en la misma sala que los equipo de tomografía debido a la posibilidad de contaminación química. Los químicos contribuyen a fallas en el equipo, degradación de componen entes, inhalación innecesaria por el paciente de los vapores generados por los químicos.

20.12 Distancias mínimas de servicio.

Es necesario tomar en cuenta los espacios necesarios para dar servicio al equipo. Se debe dejar una distancia libre de obstáculos suficiente para tener acceso a los distintos componentes, cambiar partes, instalar opciones, etc.

	Gantry (cm)	Mesa (cm)	Fuente de energía (cm)	Consola del operador	Otros
GE Medical	91.35 alrededor	61.0 cm alrededor	106.7 alrededor	15.2 cm atrás	Soporte de cielo[2)] 91.3 cm al punto mas bajo
Siemens Medical	80 a izq y der.	-	95 en la puerta	12 atrás	IRS [1)] 130 adelante
Dist. Min.	91.35 alrededor	61.0 alrededor	106.7 alrededor	15.2 atrás	

1): Sistema de reconstrucción de imagen

2): Para opción de inyector al techo de la sala

Tabla 17. Distancias de servicio mínimas para equipos de tomografía.

La distancia mínima desde cualquier parte en movimiento del sistema al obstáculo mas próximo debe ser de 50 cm, para evitar accidentes al personal que se encuentra en la sala: usuarios, operadores, personal técnico.

20.13 Requerimientos de cargas en el piso.

La estructura del piso debe ser lo suficientemente fuerte para soportar el peso de todos los componentes del sistema, especialmente el gantry y la mesa de paciente. Los fabricantes de equipos recomiendan la resistencia a la compresión mínima que deben cumplir los pisos de concreto. La resistencia a la compresión se define como la máxima resistencia medida de un espécimen de concreto a carga axial. Generalmente se expresa en kgf / cm^2

	Resistencia a la compresión (kgf / cm^2)
GE Medical	140.61
Siemens Medical	218
Res. Min.	218

Tabla 18. Valores de resistencia a la compresión mínimos para equipos de tomografía.

20.14 Suministro de energía.

Para el suministro de energía deben considerarse las regulaciones de cada país en lo referente a instalaciones eléctricas. Las normas internacionales que puede auxiliarnos son las siguientes:

- DIN VDE 0100 y DIN VDE 0107 (Norma europea)
- Manual NEC. (Norma americana).
- IEC 1024.
- IEC 60601

Deben colocarse interruptores de emergencia en lugares accesibles que corten completamente el suministro energía al sistema completo.

Los requerimientos mínimos a tener en cuenta para la instalación eléctrica de estos equipos son los siguientes:

- Alimentación trifásica. La mayoría de equipos disponibles comercialmente necesitan este tipo de alimentación. Se utilizan 5 conductores: 3 líneas, neutro y tierra.
- Impedancia a línea. Norma IEC 60601. Es un parámetro importante para el ajuste final de los generadores de rayos X.
- Impedancia del conductor de tierra.
    - Siemens Medical: 0.1 Ω
    - General Electric: 0.5 – 2 Ω
- Desbalance entre la fase de mayor valor y la de menor valor igual o menor al 2% del valor de la fase menor.
- Dispositivos de protección eléctrica:
    - Corto circuito
    - Sobre corriente
    - Falla de fase
    - Interruptor diferencial
    - Conexión y desconexión remota

21. MEDICINA NUCLEAR.

21.1 CAMARA GAMMA.

Al momento de adquirir un equipo de medicina nuclear se recomienda considerar el tipo de estudios a realizar antes de decidirse por una determinada configuración del equipo. Los sistemas de múltiples cabezas permiten tiempos de adquisición mas rápidos y mejor resolución en la imagen que los sistemas de una cabeza. Sin embargo el costo de un sistema múltiple puede duplicar o triplicar a un sistema de una cabeza. Además se debe tener en cuenta, que aunque los sistemas múltiples son mas rápidos, otros factores como el tiempo de preparación de pacientes, permanece igual.

Por ejemplo, una cámara de dos cabezas en 180° reduce a la mitad el tiempo de adquisición de un estudio de cuerpo entero y en general SPECT. Sin embargo para SPECT cardiaco esta cámara ofrece poca ventaja sobre la de una cabeza, ya que este estudio se adquiere en un arco de 180° y la mayor

parte de los datos se adquieren con un solo detector. Un sistema de dos cabezas con ángulo variable, 90°, 101° o 180° relativo uno de otro, ofrece mas eficiencia en una gran variedad de estudios.

Los sistemas de tres cabezas son utilizados especialmente para SPECT del cerebro y cardiaco, pueden realizar un estudio en la tercera parte del tiempo que se tarada un sistema de una cabeza.

Algunos sistemas disponibles comercialmente con capaces de realizar imágenes en coincidencia.

21.1.1 Selección del ambiente.

Un sistema de medicina nuclear requiere a menos de un cuarto, el cual contendrá los siguientes subsistemas:

- Gantry
- Mesa
- Computadora de adquisición y / o post procesamiento.
- Carro de colimadores
- Monitor de signos vitales

Se recomiendan cuartos adicionales con sus respectivas protecciones para lo siguiente:

- Oficina, sala de post procesamiento.
- Sala de espera de pacientes
- Sala de preparación de pacientes
- Cuarto caliente. (Sala en la cual se maneja el material radioactivo)
- Cuarto oscuro, en caso de utilizar procesadoras húmedas.

La selección de la sala debe estar basada en las siguientes condiciones:

- Fácil acceso al interruptor de emergencia
- Las cabezas no deben estar expuestas a ninguna fuente radioactiva
- Distancias a las "áreas calientes":
    - Cuarto caliente
    - Sanitarios de pacientes
    - Salas de espera y preparación de pacientes
- Distancias a las áreas de diagnostico:
    - Sala de post procesamiento

- Si el paciente es transportado sobre una camilla.

La selección del área de la estación de adquisición debe basase en las siguientes condiciones:

- Posición relativa a la cámara:
  - Longitud de los cables
  - Fácil Acceso al Gantry y la mesa para las actividades diarias
- Acceso a líneas de comunicación
  - Ethernet
  - Conexión telefónica
  - Conexión a impresor

21.1.2 Características mínimas de la sala.

Los sistemas de 1 y 2 cabezas son los mas comunes comercialmente. Normalmente se utiliza el mismo tipo de gantry para ambos sistemas. Los sistemas de 3 o mas cabezas requieren de mayores dimensiones debido a la distribución mecánica de los componentes que la forman. La siguiente tabla muestra varias alturas máximas de equipos disponibles comercialmente

	1 Cabeza (cm)	2 Cabezas (cm)	≥ 3 Cabezas (cm)
GE Medical	158	175	-
Mediso	180	165	180
Philips	173	186	170
Siemens Medical	193	193	-
Toshiba	-	168	-
Alt. Max.	180	193	180

Tabla 19. Alturas máximas de equipos SPECT

Existen dos casos cuyas dimensiones tienen una gran diferencia con los de la tabla anterior, los sistemas DS de GE y Skyligth de Philips tienen dimensiones máximas de 490 x 330 x 230 (cm) y 411 x 361 x 274 (cm) respectivamente. Para estos sistemas es necesario construir un ambiente especial al momento de su adquisición.

La siguiente tabla muestra las dimensiones mínimas que debe cumplir una sala de estudios de medicina nuclear en base a las áreas mínimas sugeridas por dos de los principales fabricantes de estos equipos.

	Alto (cm)	Ancho (cm)	Profundidad (cm)
GE Medical	250	450	500
Siemens	213	450	530
Dimen. Maxs.	250	450	530

Tabla 20. Dimensiones máximas de equipos SPECT

21.1.3 Rango de condiciones ambientales de la sala.

En las salas de medicina nuclear es muy importante mantener lo mas estable posible las condiciones ambientales ya que los cristales de los detectores son muy sensibles a los cambios bruscos de temperatura, lo cual provoca grietas en el cristal afectando la calidad de imagen y el NaI(Tl) es sumamente contaminante y puede resultar peligroso para la salud humana.

Para garantizar la estabilidad térmica de la sala de exploración se recomienda instalar puertas de acceso en forma de exclusas que limiten la entrada de calor del exterior de la sala.

A continuación se sugieren las condiciones mínimas ambientales que debe cumplir una sala de este tipo basándonos en los requerimientos de los equipos disponibles comercialmente.

	Rango de T (°C)	Humedad (%)	Gradiente de T (°C / h)	Campo Mag (Gauss)
GE Medical	20 – 25	20 - 80 no condensación	3	1.2
Mediso	-	40 – 80	4	-
Philips	-	20 – 80	2.8	-
Siemens	15.5 – 35	15 – 80 no condensación	4.4	1
Toshiba	-	-	4.4	-
Cond. Min.	15.5– 25	15 – 80 no condensación	2.8	1

Tabla 21. Condiciones ambientales de equipos SPECT

21.1.4 Pesos individuales máximos.

La siguiente tabla presenta los pesos en kg de los diferentes componentes de un sistema de dos cabezas. Esto es de suma importancia para determinar si el piso de la sala es lo suficientemente fuerte para soportar el peso total del sistema o si es necesario algún tipo de refuerzo a nivel de primera planta o sótano.

	GE Medical (kg)	Siemens Medical (kg)	Philips (kg)	Mediso (kg)	Toshiba (kg)
Gantry con dos detectores	2400	1650	3112	2100	1755
Base para Gantry		72.6	-	-	-
Mesa de paciente	400	253	-	-	-
Carro de colimadores	65	120.2	-	-	-
Colimador Fan Beam		45	-	-	-
Colimador HE	131	104.4	-	-	-
Colimador LE – HR	60	18.5	-	-	-
Colimador ME	103	44.1	-	-	-
Colimador LE – HS	50	18.9	-	-	-
Colimador Pinhole	98	74.8	-	-	-
Colimador XHE	-	117	-	-	-
Suministro de energía	41.2	110	-	-	-

Tabla 22. Pesos de componentes de equipos SPECT.

Algunos fabricantes proporcionan el dato de la resistencia mínima que debe tener el piso (generalmente concreto) sobre el cual va a instalarse el equipo o la carga que el sistema le hará al piso para efectos de cálculo. Es necesario contactar al personal a cargo de la obra civil para determinar si la estructura es capaz de soportar al sistema. La siguiente tabla muestra los datos de carga que suministran los fabricantes.

	GE Medical	Siemens Medical
Gantry	4.2 kg / cm^2	0.20 kg / cm^2 1)
Mesa de paciente	400 kg de peso	182 kg por rueda 2)
Carro de colimador con colimadores HE	170 – 430 kg de peso	114 kg por rueda
Suministro de energía	-	0.05 kg / cm^2

1) Incluyendo colimador HE
2) Incluyendo un paciente de 181 kg.

Tabla 23. Requerimientos mínimos de cargas al piso.

21.1.5 Preparación del piso.

El piso debe prepararse para soportar las cargas del equipo a instalar. Debe estar nivelado y plano para asegurar una suave carga y descarga de los colimadores

Para nivelar y aplanar el piso se recomienda utilizar una mezcla epoxica de alta dureza al como Micorox Extra Fluid Grout o similares.

21.1.6 Cargas térmicas máximas.

	Disipación de calor KW (BTU / hora)
GE Medical	2.77 (9496)
Mediso	(1400)
Philips	(6800)
Siemens Médical	2.0 (6800)
Toshiba	(6800)
Carga térmica máx.	2.77(9496)

Tabla 24. Cargas térmicas máximas de equipos SPECT.

Además de las cargas térmicas totales mencionadas anteriormente, se debe considerar las cargas térmicas generadas por luminarias, monitores de signos vitales, numero de personas que permanecen en la sala, etc.

Al variar las condiciones ambientales como calor y humedad, los sistemas de control ambientales deben ser capaces de mantener las condiciones ambientales requeridas. Para mantener un flujo de aire apropiado, el ducto de aire acondicionado no debe ser colocado directamente sobre la computadora y el gantry. Los retornos de aire debe colocarse en el cielo sobre la computadora. Tanto la entrada y la salida de aire acondicionado deben colocarse de tal manera que favorezcan la circulación de aire por todo el ambiente.

21.1.7 Requerimientos eléctricos.

Los requerimientos eléctricos de acuerdo a los principales fabricantes de equipos de medicina nuclear se mencionan a continuación:

	Voltaje (volts)	FREC. (Hz)	Potencia (KVa)
GE Medical	1 ϕ 110 / 220 ±10% 30 A	50/60 Hz ±1%	-
	3 ϕ 208 ±10%	50/60 Hz ±1%	4.2
Mediso	1 ϕ 230 ±10%, 15 A 1 ϕ 110 ±10%, 30 A	50/60 Hz ±1%	-
Philips	1 ϕ 208 / 240 ±10% 30 A 1 ϕ 115 ±10%	50/60 Hz ±1%	-
Siemens Medical	1 ϕ 240 ±10% 20 A	50/60 Hz ±1%	3
Toshiba	1 ϕ 200 / 240 ±10% 20 A	50/60 Hz ±1%	3

Tabla 25. Requerimientos eléctricos comunes en equipos SPECT.

21.1.8 Requerimientos de Acceso.

La siguiente tabla muestra las dimensiones mínimas en cm de espacio y carga en kg / cm^2 necesarias para trasladar los equipos hasta el lugar de instalación.

	GE Medical	Siemens Medical
Altura del Gantry con rodos de transporte	179.4 cm	191 cm
Peso del Gantry con rodos de transporte	2550 kg	-
Carga del Gantry con rodos de transporte	70 kg / cm^2	-
Ancho mínimo de pasillo para el Gantry	160 cm	140.2 cm
Ancho mínimo del pasillo para la mesa	200 cm	-
Ancho mínimo libre de la puerta	-	91.4 cm
Distancia mínima de una obstrucción a la puerta de acceso	-	111.8 cm

Tabla 26. Requerimientos de acceso mínimos para equipos SPECT

21.2 PET

La instalación de un sistema PET debe comenzar solo cuando el sitio cumpla las siguientes condiciones:

1. Estar libre de equipos de obra civil.
2. Libre de polvo y suciedad
3. Alimentación AC disponible
4. Aire acondicionado de acuerdo a las especificaciones
5. Las líneas de agua entre el sistema y el intercambiador de calor deber estar limpias

La sala debe acomodar tres áreas de trabajo:

1. Cuarto de examen
2. Cuarto de control
3. Cuarto de accesorios.

21.2.1 Dimensiones máximas de los equipos.

	Alto (cm)	Ancho (cm)	Profundidad (cm)
Philips	188	183	86
GE Medical	203.2	236.2	96.5
Siemens Medical	188	183	81
Dim. Maxs.	203.2	236.2	96.5

Tabla 27. dimensiones máximas de equipos PET.

La altura mínima de la sala debe ser de 250 cm, medida del piso al cielo terminado.

21.2.2 Pesos máximos de los equipos.

	Peso (kg)
Philips	1350
GE Medical	2722
Siemens Medical	1179
Peso Máx.	2722

Tabla 28. Pesos máximos de equipos PET

El piso debe estar nivelado, plano y ser capaz de soportar 3000 kg de peso (Gantry, mesa, base). Además debe ser antiestático con las siguientes características:

- Potencial electroestático: 1.3 kV
- Tiempo medio: ≤ 3 seg
- Impedancia. 10^5 a 10^7 ohms

21.2.3 Áreas mínimas de operación.

	Área (m^2)
Philips	18.5 (3.6 x 5)
GE Medical	28 (3.9 x 7.1)
Siemens Medical	24 (6 x 4) cuarto de examen 13 (3.2 x 4) cuarto de control 3.34 (1.83 x 1.83) cuarto accesor.
Área min.	40.34

Tabla 29. Áreas mínimas de operación de equipos PET.

21.2.4 Condiciones ambientales mínimas de operación.

	Temp.(°C)	Grad. T (°C / hora)	Humedad	Disip. Calor Kw (BTU)
Philips	18 – 27	-	30 – 60%	3 (10236)
GE Medical	18 – 27	-	30 – 60%	6.44 (22000)
Siemens Medical	20 – 24 (Gantry) 22 ± 3 (control) 21 ± 5 (accesor)	± 1.5 - 	35 – 70% 35 – 70% 35 – 70%	1.4 (4781) Gantry 2.7 (9221) control 3.35 (11440) accesor.
Cond. Min.	18 - 27	± 1.5	30 – 70%	7.45

Tabla 30. Condiciones ambientales mínimas de operación de equipos PET

Las condiciones climáticas deben ser provistas 24 horas al día, 7 días a la semana.

21.2.5 Requerimientos eléctricos

	Voltaje	Frecuencia	Fusible	Potencia
Philips	200- 240 Vac	50 / 60 Hz	20 A	-
GE Medical	200 – 250 Vac 1 ϕ o 3 ϕ	50 / 60 Hz	-	15 kVA
Siemens Medical	220 Vac (Gantry) 220 Vac (Control)	50 / 60 Hz 35 – 70%	12 A 10 A	3 kVA 3.6 kVA

Tabla 31. Requerimientos eléctricos de equipos PET.

21.2.6 Iluminación de la sala de control.

De acuerdo con la norma DIN 68 68-57, la iluminación en los cuartos, en los cuales se utilizan monitores para diagnostico, debe cumplir con los siguientes requerimientos:

- Controlable, libre de resplandor, ajuste reproducible de la intensidad (dimmer con escala).
- Sin reflejo o resplandor proveniente de ventanas, luces y cajas de luz hacia donde los monitores son usados.
- En ambientes que utilizan monitores diagnósticos la norma anterior establece lo siguiente: la tolerancia se obtiene de la siguiente formula.

  $$F = L_{blanco} / L_{ambiental}$$

  Donde F = 100 para monitores diagnósticos y F = 40 para monitores de visualización.
- Para la medida de la iluminación ambiental, $L_{ambiental}$, el monitor estará apagado, y el fotómetro colocado en la posición habitualmente ocupada por el observador. Así mismo se realizará una comprobación visual de la presencia de puntos de luz reflejados sobre la pantalla y de la presencia de fuentes de luz en el campo de visión del usuario.
- En salas donde existan negatoscopios la iluminación debe ser ≤ 50 lux.
- Para la medida de la iluminación ambiental los negatoscopios deben permanecer apagados. Medir en la proximidad del negatoscopio con el sensor del luxómetro en dirección perpendicular a su superficie y orientado hacia el observador.

22. SISTEMAS HIBRIDOS: PET / CT.

La instalación de un sistema PET / CT debe comenzar solo cuando el sitio cumpla las siguientes condiciones:

1. Estar libre de equipos de obra civil.
2. Libre de polvo y suciedad
3. Alimentación AC disponible
4. Aire acondicionado de acuerdo a las especificaciones
5. Las líneas de agua entre el sistema y el intercambiador de calor deber estar limpias
6. La sala debe estar blindada de acuerdo a códigos locales.
7. La sala de examen debe tener una luz de indicación de radiación de acuerdo a leyes locales.

La sala debe acomodar tres áreas de trabajo:

4. Cuarto de examen
5. Cuarto de control
6. Cuarto de accesorios.

22.1Características mínimas de la sala.

	Alto (cm)	Ancho (cm)	Profundidad (cm)
GE Medical	230	600 (examen)	600 (examen)
		340 (control)	380 (control)
		184 (accesor)	442 (accesor)
Siemens Medical	240	732 (examen)	503 (examen)
		320 (control)	400 (control)
		183 (accesor)	183 (accesor)
Dimen. Minimas	240	732	600
		340	400
		184	442

Tabla 32. Dimensiones mínimas de equipos híbridos.

22.2 Condiciones ambientales mínimas de operación.

	Temp.(°C)	Grad. T (°C / hora)	Humedad	Disip. Calor Kw (BTU)
GE Medical	18 – 24 (examen) 15 - 24 (control) 15 - 29 (accesor)	± 3	30 – 60%	9.41 (32000) examen 3.24 (11000) control 4.7 (16000) accesor
Siemens Medical	20 – 24 (examen) 22 ± 3 (control) 21 ± 5 (accesor)	± 1.5 -	35 – 70%	5.91 (20184) examen 3 (11272) control 3.35 (11440) accesor.
Cond. Min.	15 - 24	± 1.5	30 – 70%	17.24 (59000)

Tabla 33.Condiciones ambientales mínimas para equipo híbridos.

Las condiciones climáticas deben ser provistas 24 horas al día, 7 días a la semana.

22.3 Dimensiones de los equipos.

	Gantry PET / CT Ancho x Prof. X Altura (cm)	Mesa Ancho x Long. X Altura (cm)
GE Medical	229.7 x 265.9 x 192.3	35.6 x 378.5 x 85.9
Siemens Medical	228 x 160.4 x 189.5	74 x 347 x 76
Dim. máximas.	229.7 x 265.9 x 192.3	74 x 378.5 x 86

Tabla 34. dimensiones máximas de equipos híbridos.

22.4 Pesos máximos.

	Gantry PET kg (lbs)	Gantry CT kg (lbs)	Mesa kg (lbs)
GE Medical	1200 (2646)	1300 (2866)	693 (1528)
Siemens Medical	2101(4601)	1591 (3507)	681 (1500)
Pesos máximos.	2101 (4601)	1591 (3507)	693 (1528)

Tabla 35. Pesos máximos de equipos híbridos.

22.5 Suministro de energía.

GE Medical	• 3 ϕ 380 / 480 Vac ±10%, 50 / 60 Hz, 20 kVa
Siemens Medical	• 1 ϕ 230 Vac ±10%, 50 / 60 Hz, 6 kVa (PET) • 3 ϕ 400 / 480 Vac ±10%, 50 / 60 Hz, 44 kVa (CT) o • 3 ϕ 400 / 480 Vac ±10%, 50 / 60 Hz, 48 kVa (CT)

Tabla 36. Suministros de energía mas comunes para equipos híbridos.

22.6 Protección Radiológica.

Las medidas de protección radiológica deben considerar lo siguiente:

- Rayos X provenientes de gantry CT.
- Radiación gamma proveniente del gantry PET por la fuente radioactiva.

La protección de la sala de examen debe ser diseñada por personal físico del hospital tomando en consideración la localización del equipo, cargas de trabajo y materiales usados en la construcción de paredes, pisos, cielos y ventanas.

Protección para rayos X.

Durante el examen de tomografía existirá radiación dispersa proveniente del paciente y del tubo de rayos X. La dispersión depende de la forma y tamaño del paciente. A continuación se presentan dos figuras (figura y figura) que muestra los niveles de radiación alrededor de los equipo mientras se examina un fantoma de cabeza. Los fabricantes proporcionan estos tipos de graficas como una guía para los cálculos definitivos.

Deben colocarse lámparas indicadoras de radiación en la sala de examen de acuerdo a las normas de la UNRA y CFR 21

Protección para rayos Gamma.

PET utiliza un cierto numero de sustancias radioactivas de varios niveles de estabilidad, necesarios para los procedimientos de obtención de imágenes. Antes que la sala de examen sea completamente operacional, debe tomarse en cuenta la presencia de ciertas fuentes de radiación: pueden estarse instalando otros equipos que trabajan con radiaciones ionizantes como equipos de rayos

X y Tomógrafos, la fuente de calibración del PET, un cyclotron. Se debe tomar medidas de protección para asegurar la seguridad de trabajadores, pacientes y visitantes durante todas las fases de la instalación.

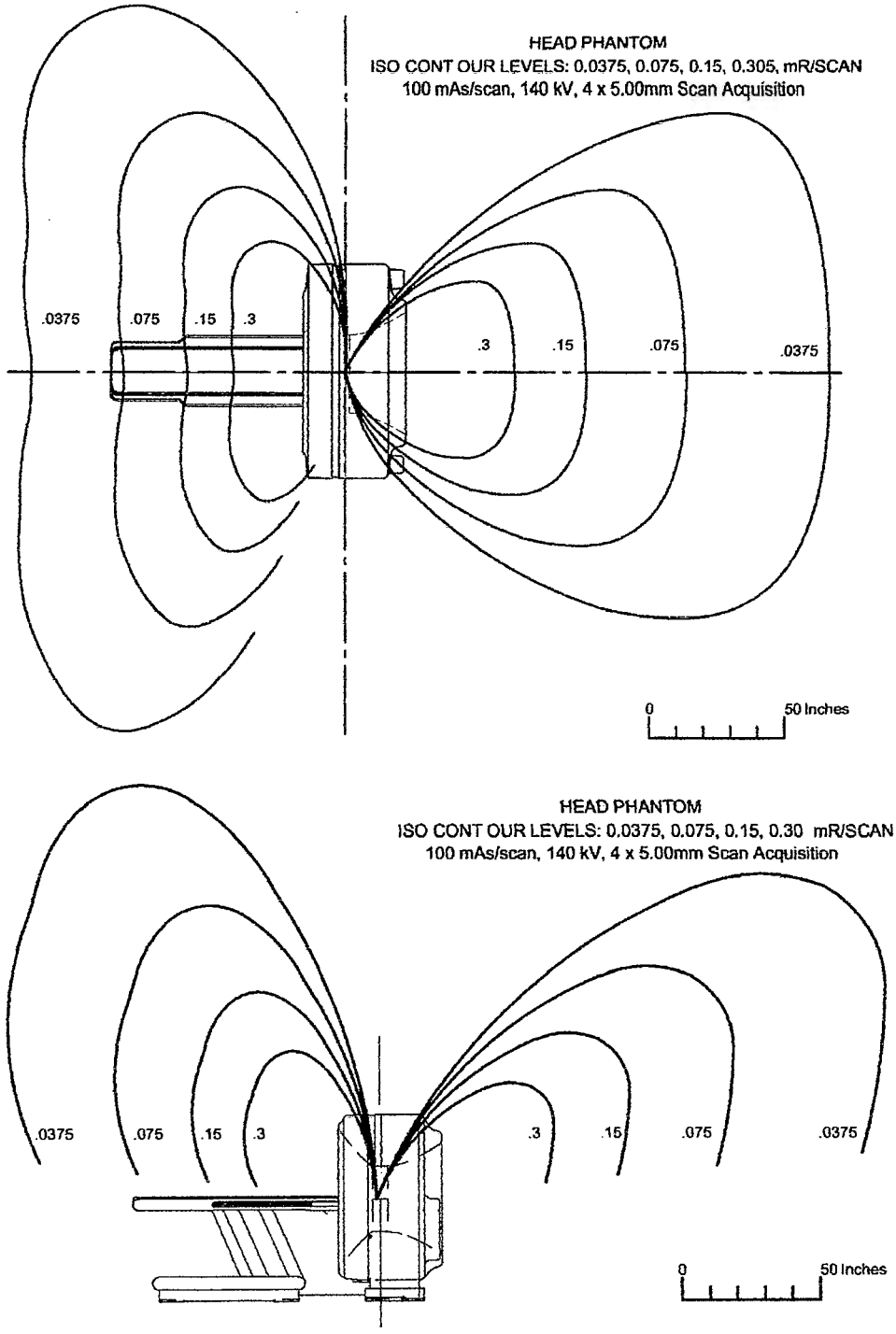


Figura 78. Niveles isométricos de radiación dispersa utilizando un fantoma de cabeza

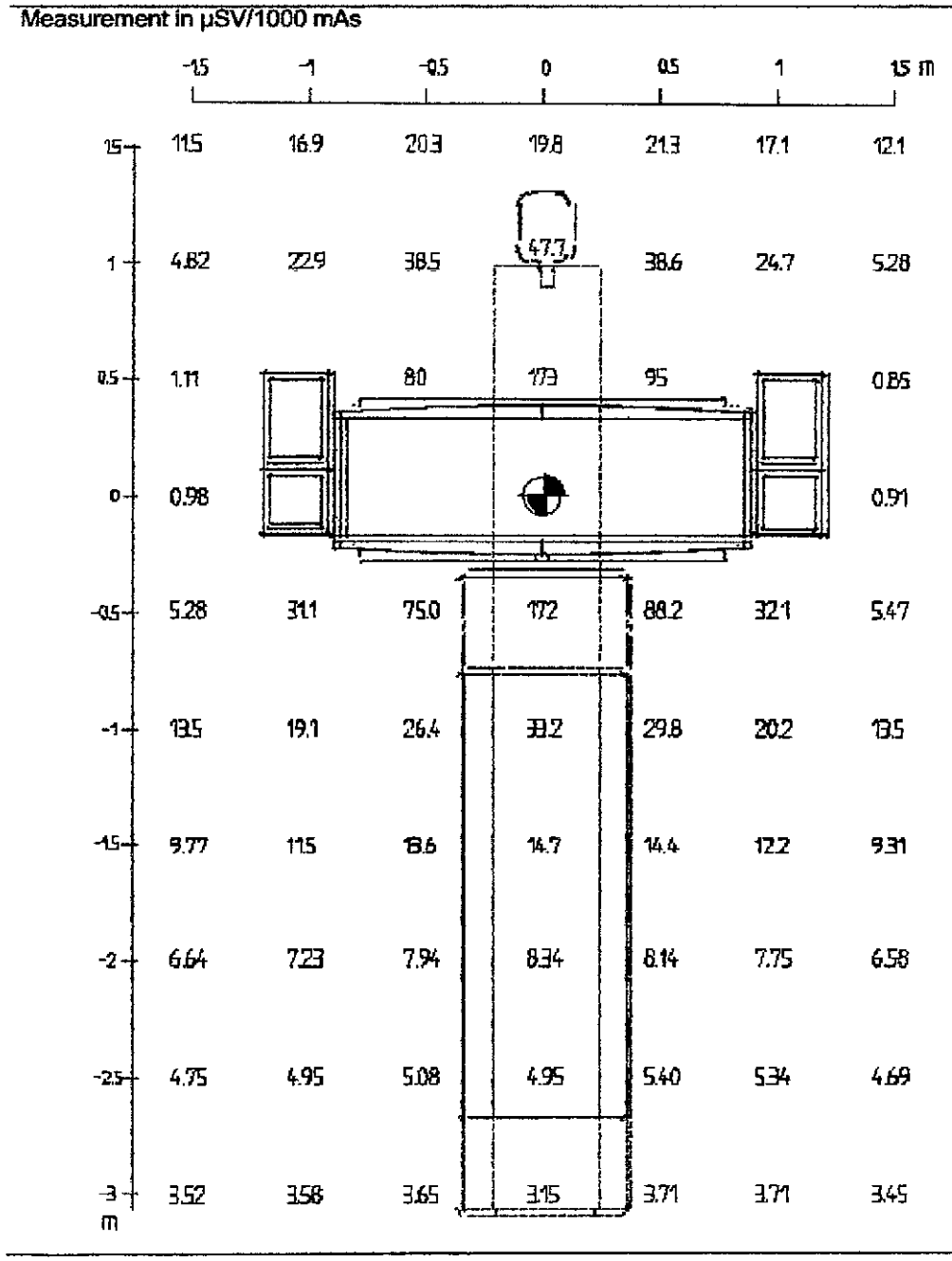


Figura 79 . Perfil de radiación dispersa utilizando un fantoma de cabeza.

El sitio debe contar con los permisos respectivos de la UNRA para la recepción, manejo y desecho de sustancias radioactivas.

Las fuentes radiactivas deben ser almacenadas en contenedores aislados. Se recomienda almacenar cualquier fuente radiactiva en un cuarto separado (cuarto caliente) cercano al cuarto de examen. Las dosis deben preparase en el mismo cuarto.

22.7 Interferencias electromagnéticas máximas permitidas.

	Gantry PET / CT	Sala de control
GE Medical	<1 gauss	< 10 gauss
Siemens Medical	< 1 gauss	-
EMI máximas.	< 1 gauss	< 10 gauss

Tabla 37. Interferencias electromagnéticas máximas en equipo híbridos.

22.8 Iluminación.

De acuerdo con la norma DIN 68 68-57, la iluminación en los cuartos, en los cuales se utilizan monitores para diagnostico, debe cumplir con los siguientes requerimientos:

- Controlable, libre de resplandor, ajuste reproducible de la intensidad (dimmer con escala).
- Sin reflejo o resplandor proveniente de ventanas, luces y cajas de luz hacia donde los monitores son usados.
- En ambientes que utilizan monitores diagnósticos la norma anterior establece lo siguiente: la tolerancia se obtiene de la siguiente formula.

  $$F = L_{blanco} / L_{ambiental}$$

  Donde F = 100 para monitores diagnósticos y F = 40 para monitores de visualización.
- Para la medida de la iluminación ambiental, $L_{ambiental}$, el monitor estará apagado, y el fotómetro colocado en la posición habitualmente ocupada por el observador. Así mismo se realizará una comprobación visual de la presencia de puntos de luz reflejados sobre la pantalla y de la presencia de fuentes de luz en el campo de visión del usuario.
- En salas donde existan negatoscopios la iluminación debe ser ≤ 50 lux.

- Para la medida de la iluminación ambiental los negatoscopios deben permanecer apagados. Medir en la proximidad del negatoscopio con el sensor del luxómetro en dirección perpendicular a su superficie y orientado hacia el observador.

22.9 Sistemas enfriados por agua.

Ciertos sistemas utilizan sistemas intercambiadores de calor externos al equipo para mantener constante la temperatura en el sistema. Se pueden utilizan dos tipos: intercambiador aire / agua que usa un sistema de refrigeración para remover el calor del agua de enfriamiento del gantry; o intercambiador agua / agua que utiliza una fuente de agua fría (generalmente provista por el hospital) para remover el calor.

Las líneas de alimentación / retorno del gantry y el intercambiador debe contar con acopladores rápidos.

El Intercambiador de calor puede instalarse en la sala de accesorios tomando en cuenta ciertas condiciones.

- Debe estar conectado a una línea de alimentación dedicada y eléctricamente aislada del gantry.
- Al utilizar un intercambiador de aire / agua, este no debe ser instalado en una esquina ya que eso dificulta la circulación de aire.
- El sistema de extracción de aire acondicionado debe ser capaz de remover todo el calor generado por el intercambiador de aire / agua.
- Es necesario instalar un interruptor de emergencia tipo hongo que desconecte la alimentación en caso de emergencia.
- Deben colocarse dos válvulas de corte cerca del intercambiador para interrumpir el flujo de agua durante el mantenimiento.

22.10 Distancias para servicio.

	Distancia alrededor del sistema
GE Medical	1 m
Siemens Medical	0.61 m
Distancia mínima	1 m

Tabla 38. Distancias mínimas de servicio en equipos híbridos.

22.11Otras consideraciones.

- El gantry normalmente trae los detectores del PET instalados. Para evitar daños permanentes en ellos, la temperatura no debe exceder de ciertos limites. Si la temperatura se acerca mucho a los limites debe dejarse que el gantry se estabilice a la temperatura de la sala durante 24 horas antes de abrir la caja.
- La presión de la sala de examen debe ser negativa respecto a los alrededores. Esto es de suma importancia cuando se implementan estudios de oxigeno.
- Los sistemas enfriados por agua debe estar equipados con válvulas de corte cercas al sistema para interrumpir el flujo de agua hacia el gantry.
- Deben instalarse interruptores de emergencia tipo hongo en la sala de examen y de control para desconectar la energía del sistema en caso de emergencia.
- En lugares con riesgo de terremotos debe seguirse las instrucciones adicionales proporcionadas por el fabricante para asegurar especialmente los equipos.

QUINTA PARTE:
CALIDAD DE IMAGEN

23. CALIDAD DE IMAGEN EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

La calidad de imagen es un concepto de gran importancia para la evaluación de cada sistema de imagen. La alta calidad en la imagen siempre es una demanda en los sistemas de diagnostico por imagen. En este capitulo se describirán las variables medidas y los métodos para la descripción objetiva y determinación cuantitativa de los parámetros de calidad de imagen. En un principio, el tema central es siempre, que tan exacto es un sistema para reproducir una imagen; en el caso de la tomografía que tan exactamente representa la distribución de atenuación tridimensional $\mu(x, y, z)$ del paciente.

23.1 Mediciones.

La calidad de imagen esta determinada por diversos factores que se explicaran posteriormente. Varios métodos pueden ser usados para medir algunos de estos parámetros tales como la función de punto extendido (PSF), función de línea extendida (LSF), función de contraste de transferencia (CTF) y la función de modulación de transferencia (MTF). De estas, la MTF es la mas comúnmente usada para resolución espacial de un tomógrafo y radiografía.

La función de punto extendido (PSF) describe la falta de agudeza que resulta cuando un punto en el objeto no es representado como un punto "verdadero" en la imagen, por ejemplo el punto se extiende para formar un circulo medible). La medición de la resolución espacial es el ancho de la PSF a la mitad de su máximo valor (FWHM)

La función de línea extendida (LSF) también describe la perdida de agudeza de un sistema de imagen cuando un línea o apertura no es reproducida como una imagen de una línea o apertura, en lugar de ello se extiende como una distancia medible.

La función de contraste de transferencia (CTF), también conocida como función de respuesta de contraste, mide la respuesta de contraste de un sistema. Para un patrón de prueba de resolución que consiste en una serie de líneas y espacios, el contraste resultante es la diferencia en la densidad entre regiones adyacentes a los espacios. Si se genera una grafica del contraste resultante de la imagen de los

espacios como función del número de espacios por unidad de longitud, se obtiene la CTF. El contraste de la imagen disminuye al disminuir el numero de espacios por unidad de longitud.

La función de modulación de transferencia (MTF) puede ser derivada de la LSF, PSF y la función de respuesta de borde (ERF), la cual describe la respuesta de un sistema a regiones adyacentes de alta y baja densidad. La MTF puede ser obtenida con la transformada de fourier de la LSF, PSF y ERF. Mide las capacidades de resolución de un sistema mediante la descomposición de un objeto en sus componentes de frecuencia (figura 80). La densidad óptica expresa la fidelidad de imagen o la fidelidad con la cual un objeto es puede ser reproducido en la imagen. Un valor de MTF de 1 significa que el sistema ha reproducido el objeto exactamente, mientras que un valor de 0 indica que no se transfirió el objeto a una imagen.

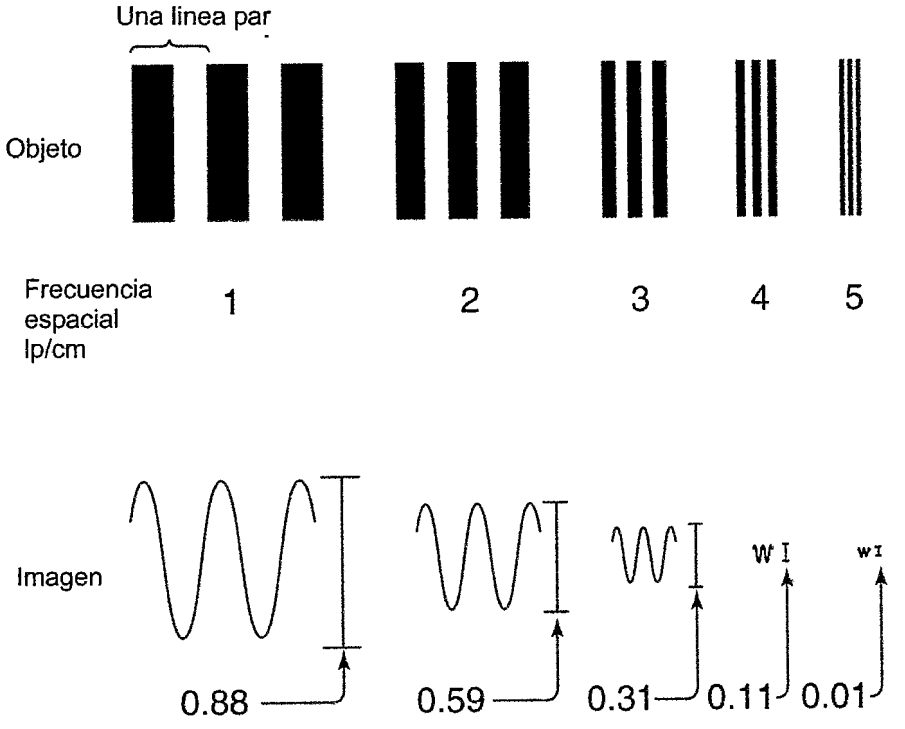


Figura 80. Patrón de barra que consiste en líneas pares. El numero de líneas pares por unidad de longitud se llama frecuencia espacial. Los objetos grandes tienen baja frecuencia espacial mientras que los pequeños tienen una frecuencia espacial alta.

En la figura 80, a una frecuencia espacial de 1 línea par (lp / cm), la densidad óptica es 0.88, a 2 lp /cm, la densidad óptica es 0.59. Si la frecuencia espacial es graficada como función de la fidelidad de la imagen, se obtiene una curva de MTF (figura 81). La MTF es la función de transferencia mas común para los sistemas de tomografía.

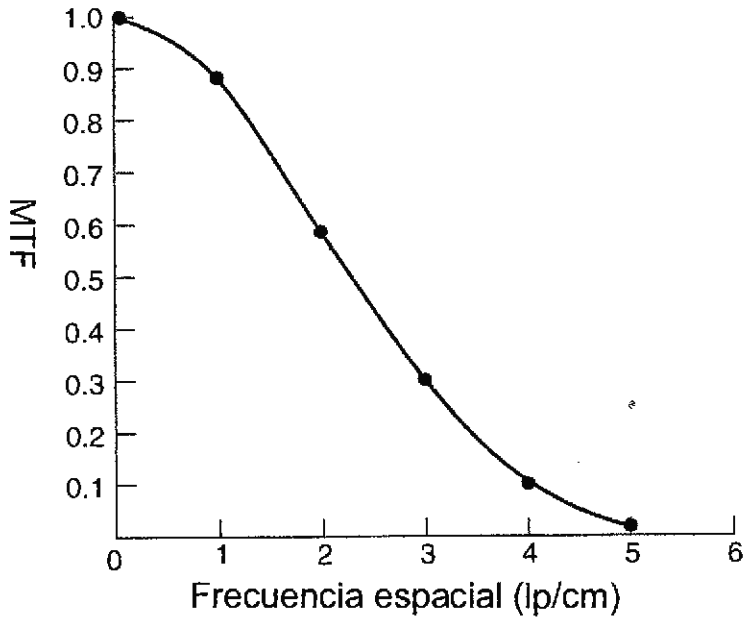


Figura 81. Función de modulación de transferencia.

El tamaño absoluto de un objeto para sistemas de tomografía es igual al reciproco de la frecuencia espacial. Por ejemplo, si la frecuencia espacial de un sistema es de 15 lp 7 cm entonces el sistema puede resolver un objeto de 0.3 mm de tamaño (1 / 15 lp /cm = 0.6 mm / lp = 0.3 mm)

23.2 Variables y procedimientos para Tomografía Secuencial.

23.2.1 Valores CT, Contraste y Homogeneidad.

La escala de valores CT esta definida por dos puntos fijos: aire = -1000 HU y agua = 0 HU. Para cada sistema de tomografía estos puntos son ajustados usando mediciones en fantomas para cada valor de kilovoltaje y filtro y chequeado continuamente como parte del mantenimiento. La meta es asegura la

homogeneidad, por ejemplo, mantener un valor CT constante para el agua, sobre toda la sección transversal del objeto. La tolerancia normalmente especificada como aceptable es de hasta ±4 HU, lo cual puede ser comprobado fácilmente con simples mediciones (figura 82).

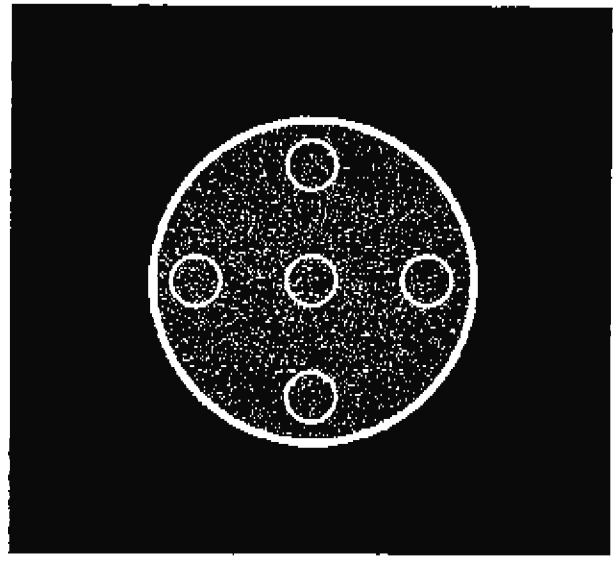


Figura 82. Imagen de un fantoma de agua. Medición de la homogeneidad.

23.2.2 Ruido de píxel.

Cada valor medido, incluyendo la medición de la atenuación en tomografía, esta, en principio, sujeto a una incertidumbre. Para un sistema ideal, este error debería ser puramente estadístico en origen, por ejemplo: causado por las fluctuaciones en el numero de cuantos de rayos x registrados por el detector. Por esta razón también podemos hablar de ruido quántico.

Los errores relativos al ruido durante la medición de la intensidad entran en los valores de atenuación calculados y son propagados durante el proceso de reconstrucción hacia la imagen final. El ruido de píxel, designado por σ, esta determinado como la desviación estándar de los valores I_i de un numero N de píxel en una región de interés (ROI) en una imagen homogénea, relativo al valor promedio ($\bar{I}$), así:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N} (I_i - \bar{I})}{N - 1}}$$

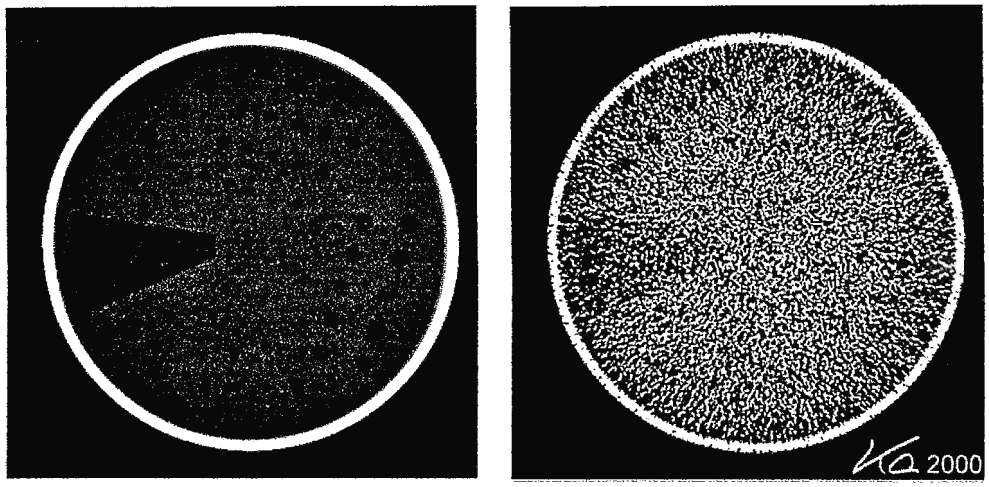
La medición se realiza normalmente utilizando un fantoma de agua. El valor de ruido, σ, se incrementa cuando el detector registra menos cuantos de rayos x, es decir, una alta atenuación (I_0 / I), debido a objetos fuertemente absorbedores, el producto de la baja corriente del tubo – tiempo de scan, Q (mAs) y grosor de corte pequeños S (mm).

El ruido cambia con la raíz cuadrada de estos parámetros y no es una función lineal:

$$\sigma = f_A * \sqrt{\frac{I_o / I}{\varepsilon * Q * S}}$$

Lo anterior significa que el producto del mAs – y por lo tanto la dosis – debe incrementarse por un factor de 4 para reducir el ruido en un factor de 2. ε es una medida de la eficiencia del sistema entero, en la cual el usuario no puede influenciar significativamente. El factor f_A toma en cuenta el efecto de reconstrucción del algoritmo. Los algoritmos de alta resolución, "sharp" incrementan el ruido, mientras que los algoritmos de realzamiento de contraste, "smooth" reducen el ruido.

La influencia del ruido quántico en la detección de detalles de bajo contraste se ilustra en la figura 83 para dos scan realizados sobre el mismo objeto con grandes diferencias en los parámetros de adquisición. En este ejemplo se demuestra que el nivel de ruido, y por lo tanto la diferenciación de contraste, depende fuertemente de la dosis y los parámetros de scan, además que una excesiva reducción en la dosis puede poner en peligro el diagnostico, en este caso especialmente la detectabilidad de estructuras de bajo contraste. Consecuentemente es necesario es necesario escoger el nivel de ruido conveniente para una particular indicación y sección transversal de corte.



a) b)

Figura 83. La detección de detalles de bajo contraste depende de los niveles de ruido. a) Dosis para examen de cerebro, b) Dosis muy baja.

Fuentes de ruido.

El ruido en tomografía es producido principalmente por lo siguiente:

- Numero de fotones detectados
- Tamaño de la matriz (tamaño del píxel)
- Grosor de corte
- Algoritmo
- Ruido electrónico (electrónica del detector)
- Radiación dispersa
- Tamaño del objeto

Otra expresión que describe el ruido en función de varios parámetros es la siguiente:

$$\sigma(\mu)\alpha\left[\frac{B}{W^{3}hD}\right]$$

ó

$$\sigma^{2}\alpha\frac{I}{W^{3}hD}$$

ó

$$D \alpha \frac{IE}{\sigma^2 W^3 h}$$

donde

σ: desviación estándar

μ: coeficiente de atenuación lineal

B: atenuación fraccional del paciente

W: ancho del píxel

h: grosor de corte

D: dosis

I: intensidad en mAs

E: energía del rayo en kVp

Las anteriores ecuaciones indican lo siguiente;:

- Si se incrementa el ancho del píxel, el ruido decrece y la resolución espacial también.
- Si el grosor de corte se incrementa, el ruido decrece y la resolución espacial también.
- Si la dosis se incrementa, el ruido disminuye.

Una relación mas general entre el ruido, la resolución espacial y dosis es la siguiente:

$$\sigma^2 \alpha \frac{I}{N} r^3$$

donde N es el numero de fotones detectados (dosis) y "r" es la resolución espacial. Esta expresión indica que, para mejora la resolución espacial por un factor de 2 manteniendo σ constante, la dosis se debe incrementar en un factor de 8.

23.2.3 Resolución

23.2.3.1 Resolución espacial – resolución en alto contraste.

La resolución espacial es una medida de la habilidad para discriminar objetos de diferente intensidad separados una distancia pequeña en un fondo uniforme. Es

generalmente determinada por estructuras de alto contraste para eliminar la influencia del ruido en esta medición.

La resolución espacial depende generalmente de dos factores: factores geométricos y el algoritmo de reconstrucción utilizado.

23.2.3.2 Factores Geométricos.

Los factores geométricos se refieren a factores que juegan un rol en el proceso de la adquisición de datos tales como el punto focal, ancho de la apertura del detector, grosor de corte, distancia entre el foco, isocentro (centro de rotación del gantry) y detector, y distancia de muestreo.

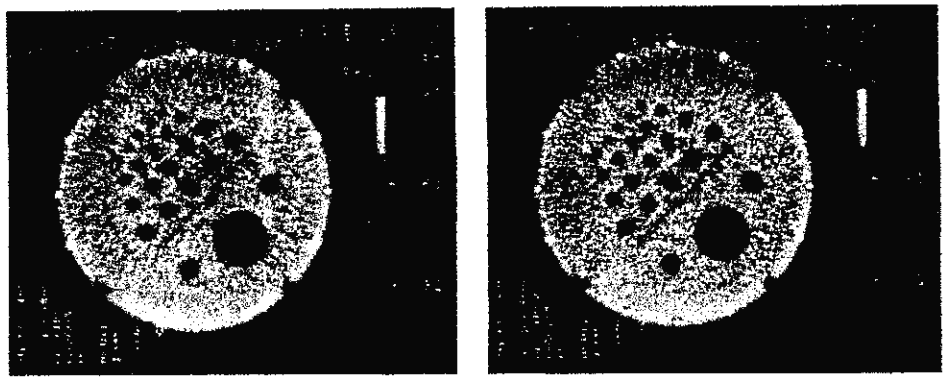
En tomografía computarizada, el tamaño efectivo del punto focal en el isocentro representa el tamaño del punto focal en el tubo de rayos x. Si el tamaño efectivo del punto focal se incrementa, los detalles en el objeto se distribuyen sobre varios detectores, disminuyendo así la resolución espacial.

El tamaño de la apertura se refiere al ancho de la apertura del detector. Generalmente los objetos pueden ser determinados cuando el tamaño de la apertura es mas pequeño que el espacio entre los objetos. Una alta resolución espacial se obtiene a partir de tamaños de apertura pequeños. Ambos, tamaño del punto focal y ancho de la apertura del detector afectan la resolución en términos del ancho efectivo del abanico en el isocentro. Este ancho del abanico es afectado por las distancias foco – isocentro y foco – detector. Puntos focales pequeños y anchos de apertura del detector pequeños mejoran la resolución espacial.

Adquirir objetos pequeños de una manera fiel (con una excelente resolución espacial) depende del grosor de corte o colimación. Por ejemplo, si el objeto tiene un tamaño de 4 mm, una adquisición con un grosor de corte de 10 mm da como resultado una expansión del objeto sobre todo el grosor del corte y por lo tanto un numero CT incorrecto. Este efecto es llamado "efecto del volumen parcial". Un grosor de corte cercano al tamaño del objeto, por ejemplo 5 mm, incrementa la resolución espacial.

El numero de proyecciones también influye en la resolución espacial. Al incrementar el numero de proyecciones, existe mayor cantidad de datos

disponibles para la reconstrucción de la imagen y se mejora la resolución espacial (figura 84).



Projecciones:	360	Projecciones:	720
mAs:	230	mAs:	230
Grosor de corte:	8 mm	Grosor de corte:	8 mm

Figura 84. Influencia del numero de proyecciones en la resolución espacial

23.2.3.3 Algoritmo de Reconstrucción.

La reconstrucción de una imagen involucra dos procesos matemáticos: convolución y retropoyección. Esencialmente, si las proyecciones de los perfiles de atenuación son retroproyectadas sin ser corregidas, da como resultado efectos de niebla (figura 85.a). Para definir la imagen se aplica un proceso de convolución para dar prioridad al perfil antes de ser retroproyectado (figura 85.b). La naturaleza y grado de prioridad depende del algoritmo de convolución: estándar, resalte de bordes o suavización (figura 86).

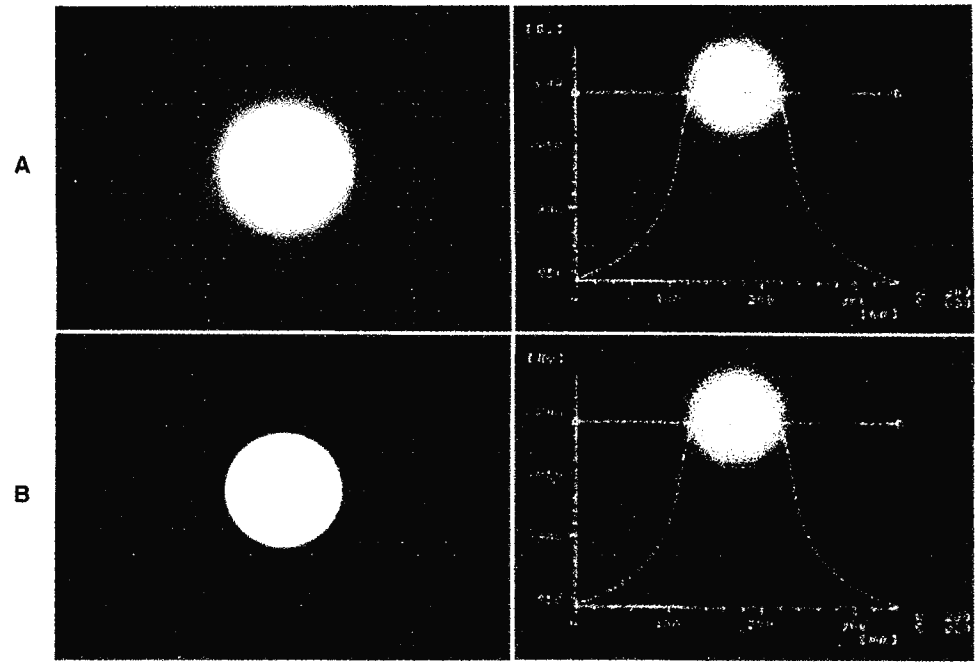


Figura 85. Objeto cilíndrico A) sin convolución, B) con convolución.

El algoritmo de convolución afecta la apariencia de las estructuras de la imagen. Se han desarrollado algoritmos de convolución para aplicación anatómica especifica. En general, estos algoritmos se aplican para acentuar tejidos blandos (algoritmos estándar) y hueso; y son conocidos como algoritmo para tejido blando (espina dorsal, páncreas, pulmones o región de tejido blando) y algoritmo para detalle óseo (estructuras óseas tales como oído interno y tejido óseo denso) respectivamente.

Existen diversos métodos para medir la resolución espacial: directos con patrones de agujeros y patrones de barra e indirectos, tales como el calculo de funciones de extensión de punto y modulación de transferencia.

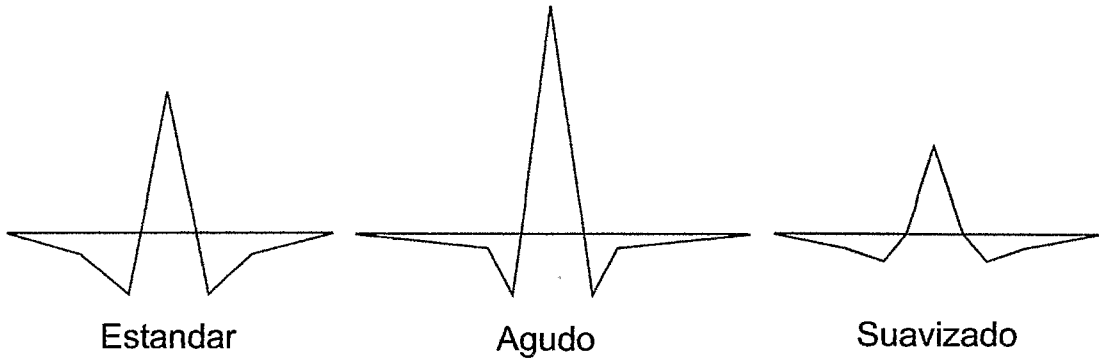


Figura 86. Tres algoritmos de convolución que afectan la resolución espacial

Las mediciones directas pueden ser realizadas fácilmente y relativamente simples de interpretar (figura 87). Sin embargo, su evaluación es de cierta manera subjetiva, de acuerdo a la elección de la ventana y criterios de decisión personales.

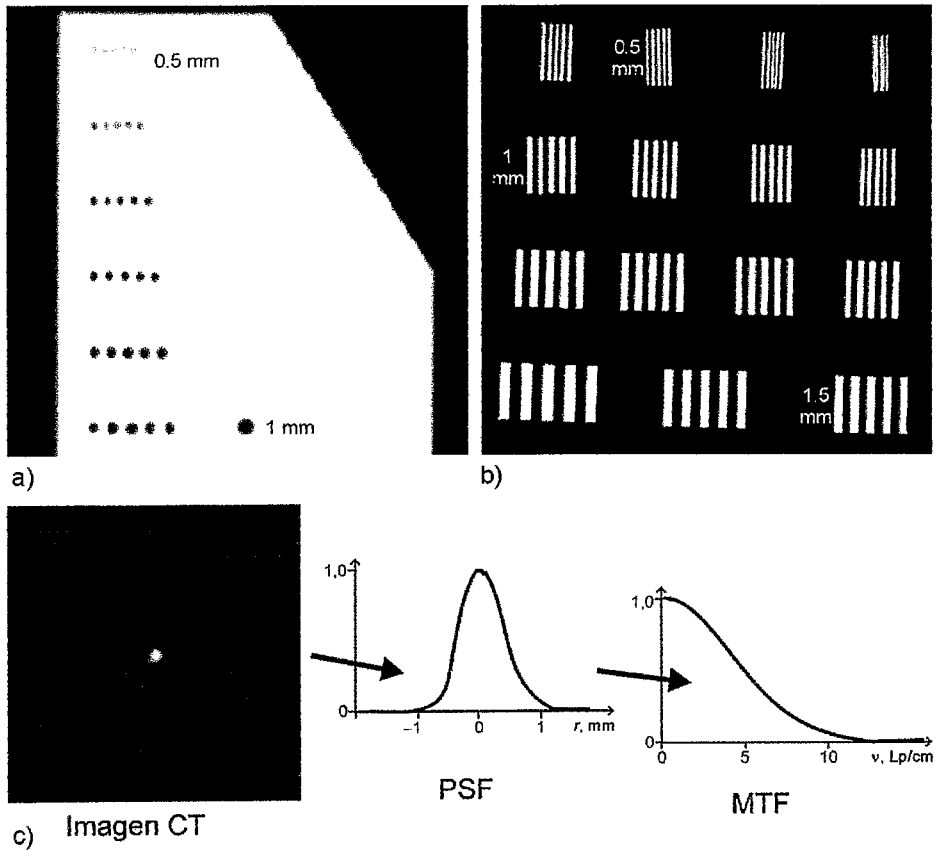


Figura 87. Varias pruebas de resolución y las imágenes resultantes. a) patrón de agujeros, b) patrón de barras, c) fantoma de alambre para la medición de la PSF y calculo de la MTF.

Para chequeos técnicos, la función de modulación de transferencia nos da mejores resultados. Es calculada comúnmente mediante la medición de un fantoma de alambre. Esa medición provee una función de extensión de punto, a la cual se le aplica la transformada de fourier para obtener la MTF.

La MTF es una medición objetiva de el contraste en la cual las frecuencias individuales son reproducidas por un sistema.

La determinación de la MTF, proporciona información el rango completo de frecuencias y provee información objetiva y cuantitativa.

La resolución espacial es comúnmente especificada en términos de frecuencia para un valor dado de porcentaje de la MTF. La resolución espacial obtenible por un sistema es a menudo especificada de acuerdo al 2% del valor de la MTF; por ejemplo: la frecuencia a la cual el contraste ha caído al 2% del valor máximo obtenido a 0 lp/cm. Los sistemas de hoy en día logran resoluciones de 20 lp/cm o mas. Es claro que la resolución espacial depende de la elección del kernel de convolución. La resolución máxima obtenible para un sistema es calculada utilizando kernels agudos (figura 88).

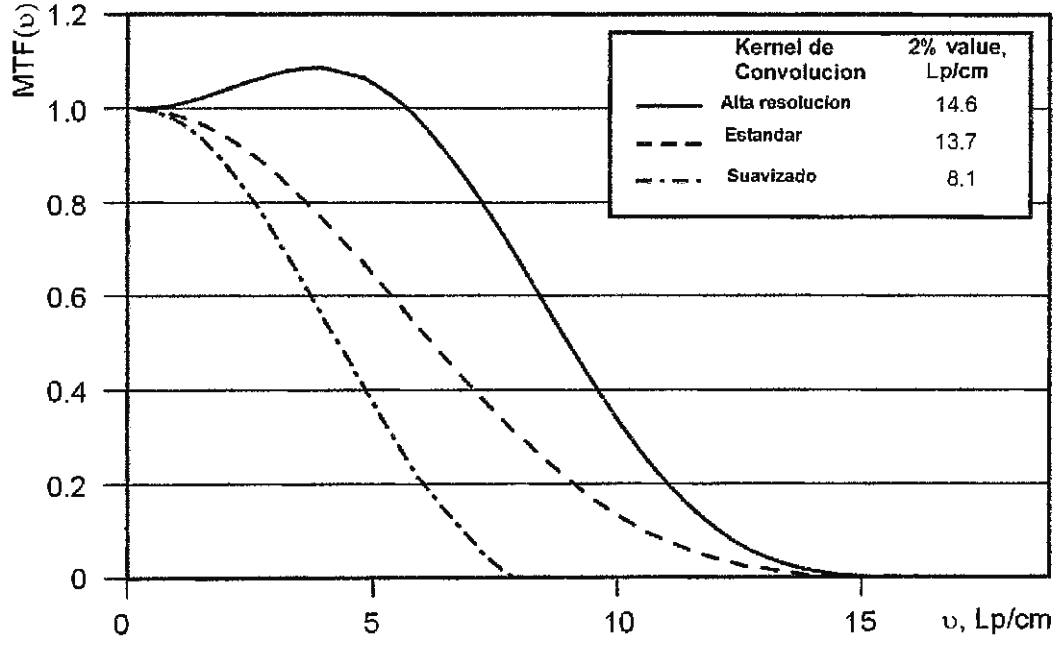


Figura 88. Función de modulación de transferencia para varios kernel de convolución.

Esto también incrementa considerablemente el ruido de píxel. La reconstrucción con kernels designados como de ultra alta resolución son recomendados solo con objetos de alto contraste y ventanas grandes. La reconstrucción con kernels estándar y suavizados reducirá la máxima resolución obtenible, pero también el ruido y artefactos, mejorando la detectabilidad de bajo contraste.

23.2.3.4 Influencia de la matriz de imagen

La matriz de imagen ejerce una influencia relevante en la resolución espacial del plano de la imagen. La resolución limite, referida en las especificaciones técnicas se determina siempre usando una reconstrucción con un factor grande de amplificación para excluir la influencia del tamaño de la matriz de imagen.

Durante el scan, se adquiere completamente un particular campo de medición (FOM) con diámetro D_{FOM} y, dependiendo del factor de amplificación seleccionado, ZF, este se despliega completamente (ZF = 1) o solo una sección del él (ZF > 1) en el campo de visión (FOV) con diámetro D_{FOV}.

$D_{FOV} = D_{FOM} / ZF$

Normalmente se calcula una matriz de tamaño N x N píxeles. El tamaño de `píxel resultante es entonces:

$W_{pixel} = D_{FOV} / N_{pixel}$

Hoy en día, se calcula comúnmente una matriz de 512 x 512 píxeles, con un campo de medición de aproximadamente 50 cm. Utilizando un valor exacto de D_{FOM} = 51.2 cm, por ejemplo, los tamaños resultantes de píxel son 1.0, 0.5, y 0.2 mm correspondientes a factores de amplificación de 1, 2 y 5 respectivamente.

Una influencia negativa del tamaño de la matriz de imagen es grandemente excluida cuando el tamaño del píxel es mas pequeño que el diámetro del detalle mas pequeño a resolver, d_{min}, por un factor de 2 o mas (teorema de Nyquist). En general, esta condición puede ser expresada como:

$W_{pixel} \leq 0.5 \times d_{min.}$

Para un campo de medición de un diámetro de 51.2 cm y una matriz de 512 x 512, para un valor de resolución dado, especificado como el diámetro de un detalle en mm, se debe seleccionar un factor de amplificación de al menos:

$ZF > 2\ mm / d_{min}$

Por ejemplo, se debe seleccionar un factor de amplificación de 4 o mayor si se quieren resolver detalles de 0.5 mm. Un agrandamiento subsecuente de la imagen, frecuentemente ofrecido como una función de "magnificación", no puede compensar la perdida de resolución resultante de una matriz de reconstrucción insuficiente (figura 89).

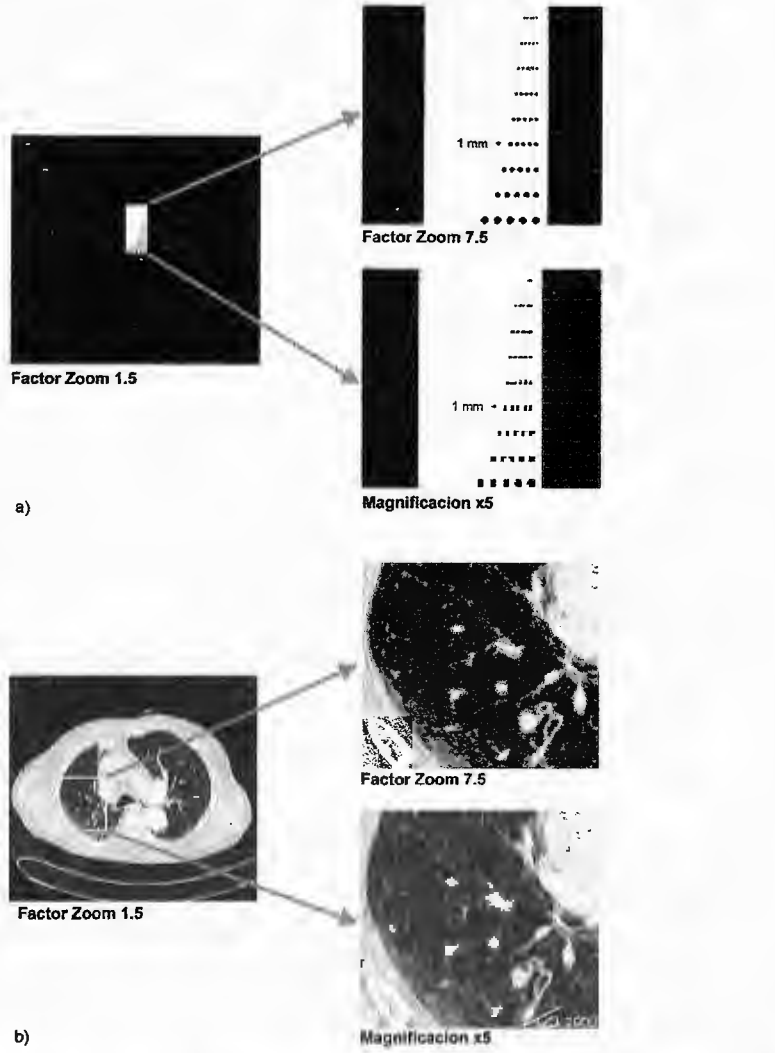


Figura 89. Cuando se utilizan factores zoom bajos, la resolución espacial puede estar limitada al tamaño de la matriz o píxel. La reconstrucción a) con un factor zoom de 1.5 y magnificación de x5 no proveen la misma resolución que b) una reconstrucción con factor zoom de 7.5.

22.2.3.5 Perfiles de sensibilidad de corte.

El perfil de sensibilidad de corte (SSP por sus siglas en ingles), representa la respuesta del sistema, perpendicular al plano de examen, comparable con la función de extensión de punto (PSF) en el plano de examen. Especifica la contribución de la señal de un objeto infinitesimalmente pequeño en una posición dada en el plano z a la imagen.

Idealmente, un objeto pequeño adentro del corte debería producir 100% de la señal y un objeto fuera del corte debería producir 0% de la señal.

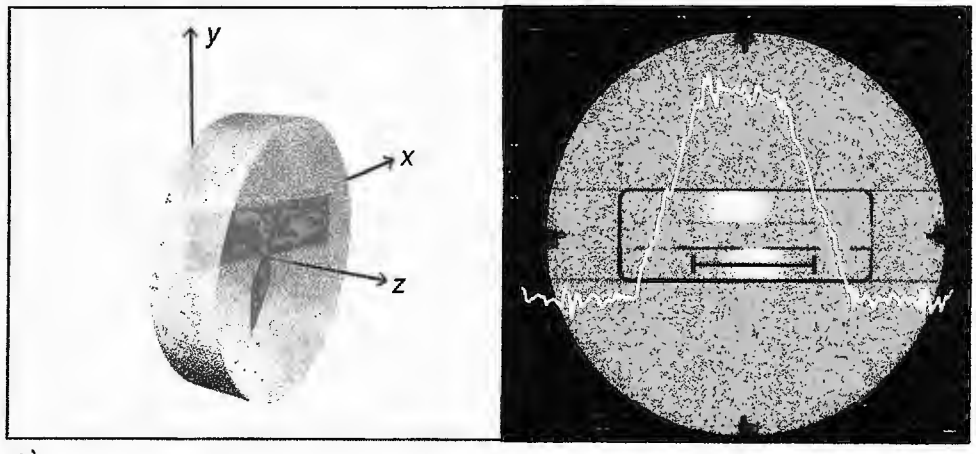
Comúnmente se utilizan dos métodos para medir el perfil de sensibilidad de corte: los fantomas de rampa y delta.

Los fantomas de rampa son implementados usualmente en forma de laminillas delgadas, como aluminio, con un grosor de 0.1 m, colocadas en un ángulo particular con respecto al eje z. De esta forma, en tomografía secuencial, el perfil de sensibilidad de corte puede ser medido fácil y sin problemas; el perfil se determina directamente en la imagen y es evaluado (figura 90.a). Para tomografía espiral, sin embargo, estos fantomas no producen resultados confiables.

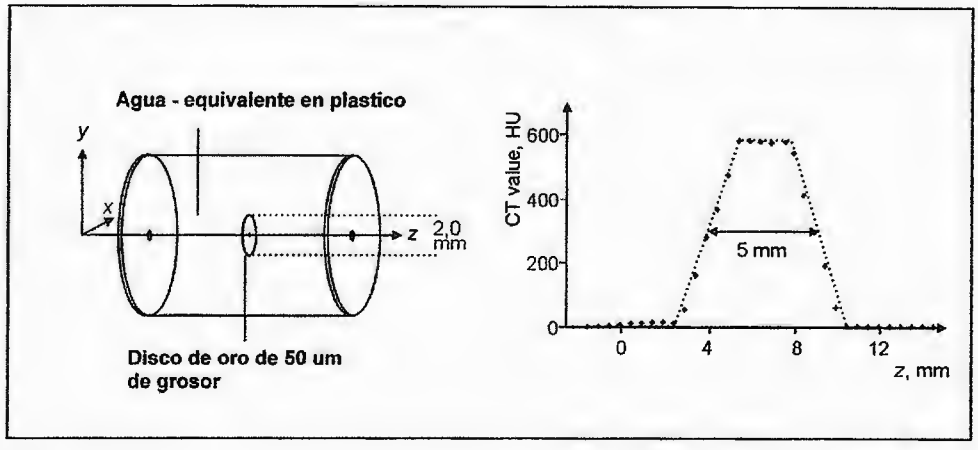
Los fantomas delta, por otro lado, representan un impulso delta, por ejemplo un impulso el cual tiene idealmente una extensión infinitesimalmente pequeña en la dirección z. En este método, se utilizan placas delgadas o diminutas esferas de alta densidad y con numero atómico elevado. Como ejemplo, la figura 90.b describe una placa de oro de 50 μm de grosor con un diámetro de 2 mm. Los fantomas delta son especialmente diseñados para tomografía espiral, ya que son continuamente movidos a lo largo del eje z. Su uso también es posible en tomografía secuencial y provee buenos resultados, pero es cumbersome ya que requiere un numero grande de mediciones individuales para obtener una muestra del perfil entero.

La región escaneada es caracterizada generalmente por el ancho del perfil al 50% de su valor máximo (FWHM). Este valor esta designado como el grosor de corte nominal. El FWHM, sin embargo, no da información si el perfil se acerca a la forma ideal de un rectángulo o se desvía sustancialmente de esta forma.

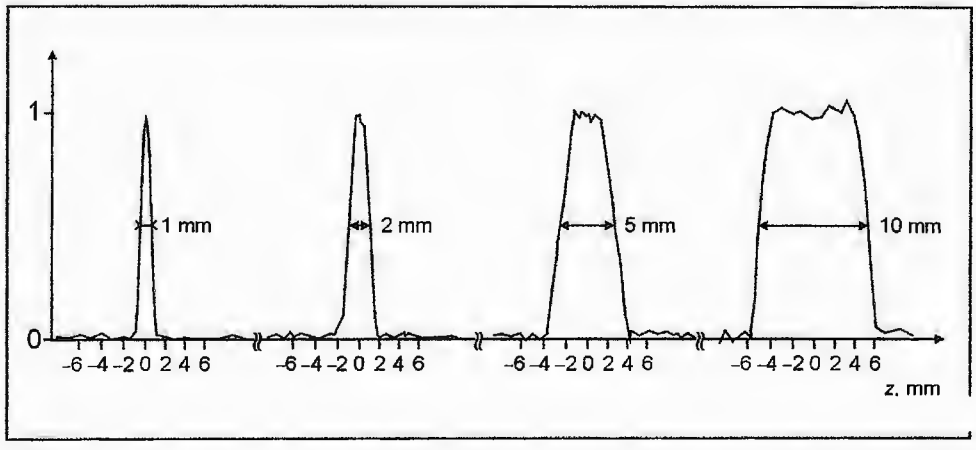
Los perfiles de corte para un sistema estándar son una buena aproximación a la forma de un rectángulo para cortes gruesos (figura 90.c).



a)



b)



c)

Figura 90. Medición de los perfiles de sensibilidad a) fantoma de rampa o b) fantoma delta o de impulso. Los fantoma de rampa son utilizados principalmente en c) tomografía secuencial .

Por otro lado, para cortes finos es necesario insertar colimadores cerca del detector para obtener esta forma. En tomografía espiral, los perfiles son mas planos. Para el mismo FWHM es posible encontrar perfiles de forma rectangular, triangular o Gaussiana.

La forma del perfil de sensibilidad de corte tiene una considerable influencia en la imagen de objetos pequeños, como se muestra en la figura 91.a. E contraste de un objeto, el cual es mas pequeño que el grosor de corte y esta localizado parcialmente en el corte examinado, esta reducido debido a la extensión que se encuentra dentro de elemento de volumen. Este efecto de volumen parcial es inevitable, pero puede ser reducido o eliminado del todo mediante la selección de cortes mas finos. Mas importante es la discriminación entre cortes vecinos, lo cual depende de la extensión de la forma del perfil. Para un perfil rectangular ideal, solo las estructuras localizadas dentro del grosor de corte nominal contribuyen a la señal. Por otro lado, para perfiles no ideales, las estructuras localizadas fuera del grosor de corte también contribuyen a la señal. Aun una pequeña parte del perfil puede permitir que detalles de alto contraste produzcan contribuciones visibles a la imagen, los cuales se pueden superponer es estructuras de bajo contraste y enmascararlas al tal grado que es imposible su reconocimiento. La forma del perfil de sensibilidad juega un papel importante en la exclusión de interferencias entre cortes consecutivos, comos se muestra en la figura 91.a.

Debido a que la forma del perfil no esta representada en el valor FWHM, es decir en la especificación nominal del grosor de corte, existe la necesidad de figuras adicionales para caracterizar esto. Se ha propuesto variables lineales para tal fin (figura 91.b), tales como el ancho del perfil al 10% de su valor máximo (Full With at one Tenth of Maximun, FWTM) y el ancho del perfil a una altura en la cual se incluye el 90% del área bajo la curva y se excluye el 10% (Full With at Tenth Área, FWTA).

Otra posibilidad es en la forma de una integral (figura 91.c), el llamado índice de calidad del perfil de corte (Slice Profile Quality Index, SPQI):

$$SPQI = \frac{\text{Área limitada por ancho de corte nominal}}{\text{Área de un perfil ideal}} * 100\%$$

El SPQI especifica que tanto se aproxima un perfil al valor de 100%, el cual corresponde idealmente a la forma de un rectángulo.

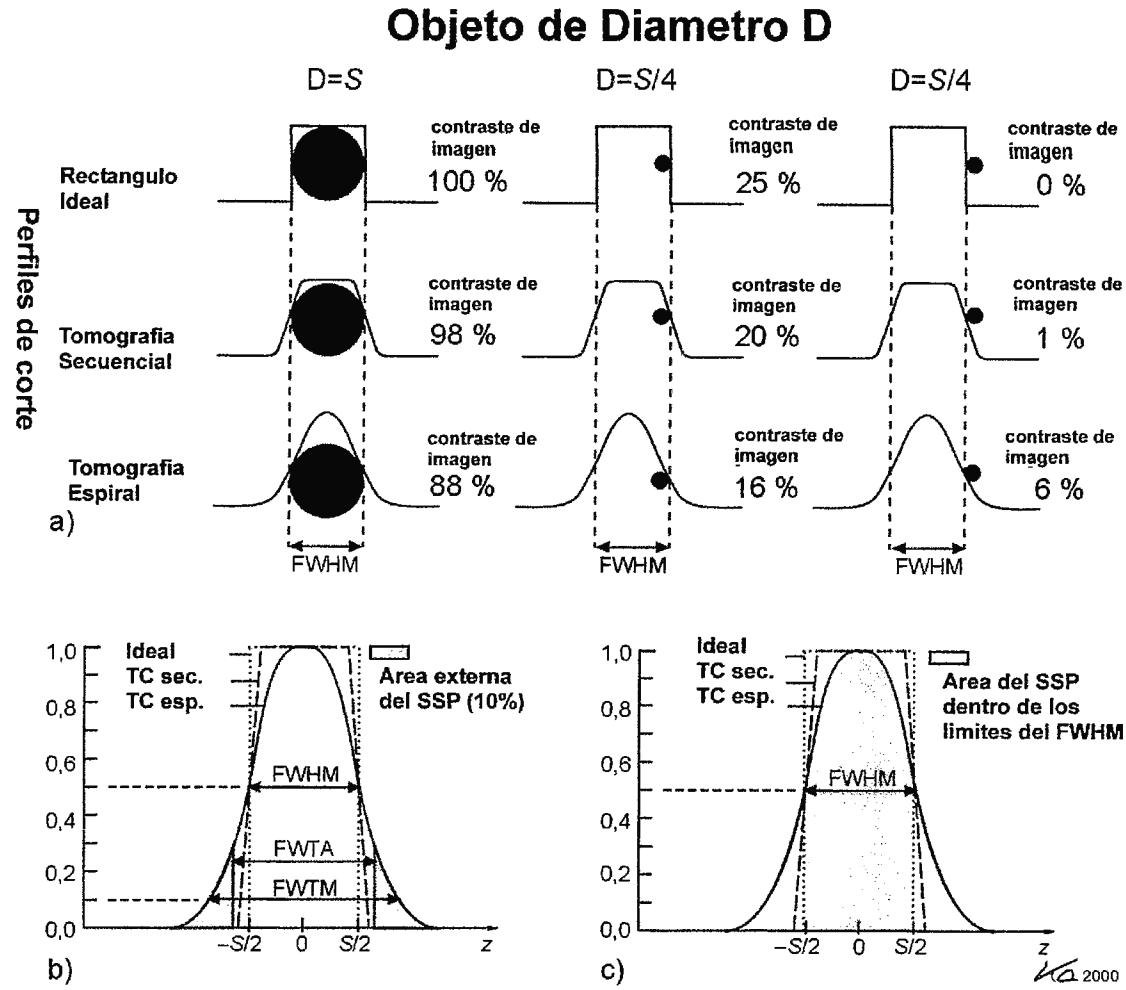


Figura 91. Significado y descripción de las formas del SSP. a) Influencia del SSP en la generación de la imagen. b), c) La determinación del FWHM no es suficiente para caracterizar la calidad del SSP. Se requieren otros índices.

22.2.3.6 Tomografía computarizada de alta resolución.

La tomografía de alta resolución (HRCT por sus siglas en ingles) es una técnica introducida a mediados de la década de los 80 como resultado de mejoras sustanciales en los procesos tomográficos y computadoras. Fue desarrollado para evaluar patologías de los pulmones y es una de las herramientas mas precisas para la evaluación de la estructura pulmonar. La HRCT es una técnica que optimiza la resolución espacial de sistemas de tomografía convencionales.

Una colimación estrecha asegura la obtención de cortes finos. Son comunes los grosores de corte de 1.0, 1.5, y 2.0 mm. Estos cortes delgados reducen artefactos causados por volúmenes parciales. La figura 92 presenta una comparación del grado de resolución espacial de dos cortes de diferente grosor.

El siguiente parámetro optimizado por la HCRT es el algoritmo de reconstrucción. Algoritmos de alta frecuencia espacial han demostrado que incrementan la resolución espacial grandemente pero aumentan el ruido (figura 93). Para reducir el ruido, se pueden utilizar algoritmos de baja frecuencia espacial los cuales suavizan la imagen, pero este algoritmo no es conveniente para usos en HRCT del cerebro o abdomen, donde el contraste no es tan dramático como en los pulmones.



Figura 92. Comparación del grado de resolución espacial de dos imágenes con grosor de corte diferentes. La resolución espacial de la imagen de la derecha, con un grosor de corte de 1.5 mm, es evidente cuando se compara con otra de 10 mm, imagen de la izquierda.

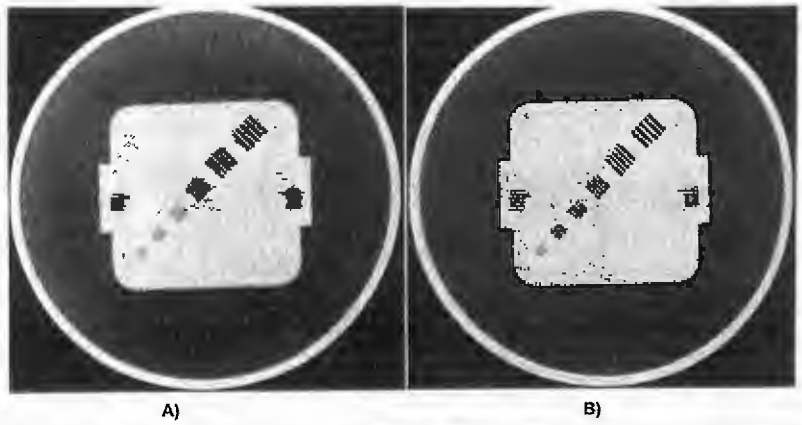


Figura 93. Efectos del algoritmo en la resolución espacial. a) fantoma de líneas pares reconstruido con un algoritmo de baja resolución espacial, b) el mismo fantoma reconstruido con un algoritmo de alta resolución espacial.

Finalmente la HRCT requiere de la reducción del tamaño del píxel para incrementar la resolución espacial. Esto se logra con el uso de un campo de visión (FOV) mas pequeño:

Tamaño del píxel = FOV / tamaño de la matriz [mm]

Para un FOV de 40 cm en una matriz de 512 x 512, el tamaño del píxel es 0.78 mm. Si se reduce el FOV a 20 cm, el tamaño del píxel se reduce a 0.49 mm; para un FOV de 13 cm el tamaño de píxel es 0.25 mm. Esta reducción es referida como "targeting". Targeting es " un subgrupo de datos de scan que es reconstruido de nuevo incrementando la resolución espacial" (Figura 94).

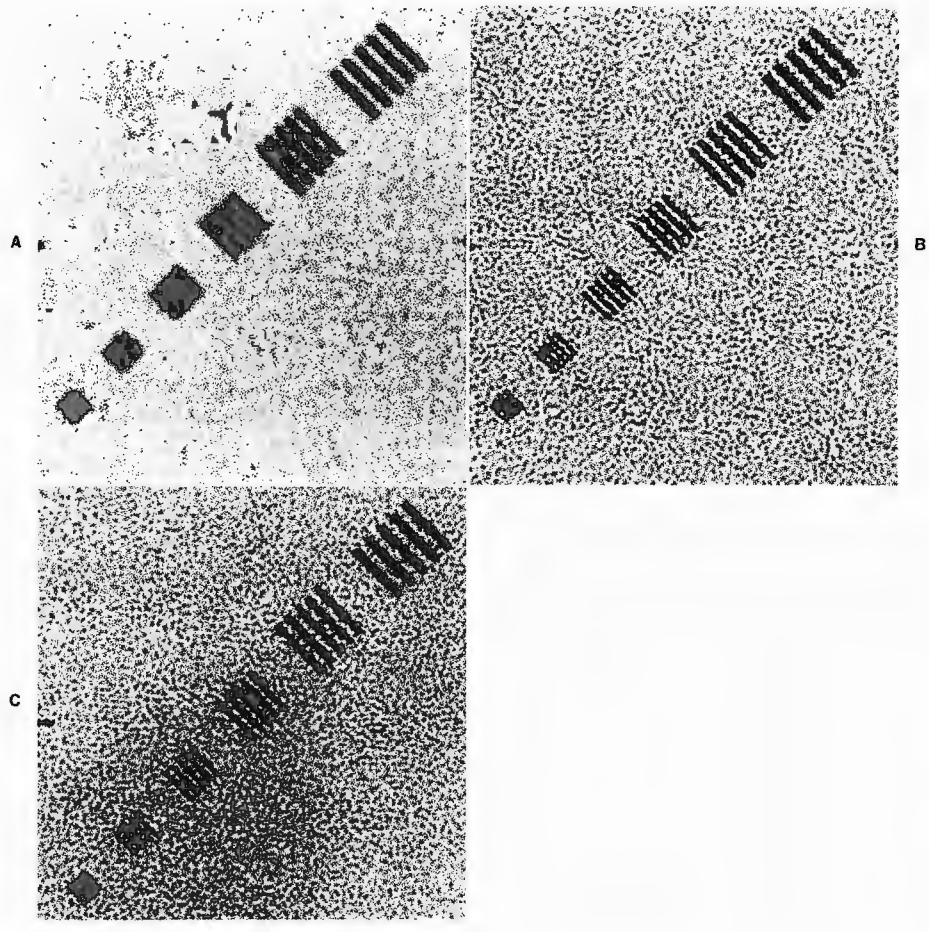


Figura 94. Efectos del targeting vrs magnificación. La misma imagen reconstruida con un FOV de 40 cm, magnificada a un FOV de 20 cm (a), y aplicado el targeting con el mismo FOV de 20 cm (b), y con un FOV de 13 cm. La diferencia de la resolución espacial entre la magnificación y el targeting es evidente. Sin embargo hay una pequeña diferencia entre b) y c).

La técnica de la HRTC esta en el rango de los 120 kVp y 140 mA hasta 140 kVp y 200 mA, con tiempos de scan entre 2 y 3 segundos. Si la técnica, particularmente los mA y tiempo de scan se incrementan para disminuir el ruido de la imagen, es resultado es un incremento en la dosis al paciente.

22.2.3.7 Resolución de contraste – Resolución de bajo contraste.

La resolución de bajo contraste, o resolución de tejido, es la habilidad de un sistema para demostrar pequeños cambios en el contraste del tejido. En tomografía computarizada, esto es conocido a veces como sensibilidad del sistema. La resolución de contraste puede también definirse en términos de la habilidad del sistema para detectar objetos de 2 a 3 mm de tamaño que varían ligeramente su densidad del ambiente en el que se encuentran. En este caso, el termino de detectabilidad de bajo contraste es usado para describir la resolución de contraste del sistema.

Para entender la resolución de bajo contraste, considere tres diferentes tipos de tejido con densidades y números atómicos diferentes (figura 95). Si estos tejidos fuesen examinados con radiografía convencional, la imagen obtenida mostraría un buen contraste solo entre el hueso y el tejido blando (músculo y grasa). Los valores de densidad y numero atómico para el músculo y la grasa son demasiado cercanos para ser claramente distinguidos por la radiografía y aparecen como "sombras de tejido blando". El contraste entre el hueso con un numero atómico de 13.8 y el tejido con 7.4 es definido debido a la diferencia significativa de densidades y numero atómico de ambos.

Una ventaja de la tomografía computarizada es que la resolución de contraste es significativamente mejor que en la radiografía convencional. La tomografía computarizada puede detectar tejidos que varían ligeramente de densidad y numero atómico. Mientras que la puede discriminar diferencias de densidad de alrededor del 10%, la tomografía puede detectar diferencias mínimas entre el 0.25% y 0.5%, dependiendo del sistema.

La resolución de bajo contraste en CT es afectada por diferentes factores incluyendo:

- el flujo de fotones
- grosor de corte
- tamaño del paciente
- sensibilidad del detector
- algoritmo de reconstrucción
- presentación de la imagen
- registro
- ruido

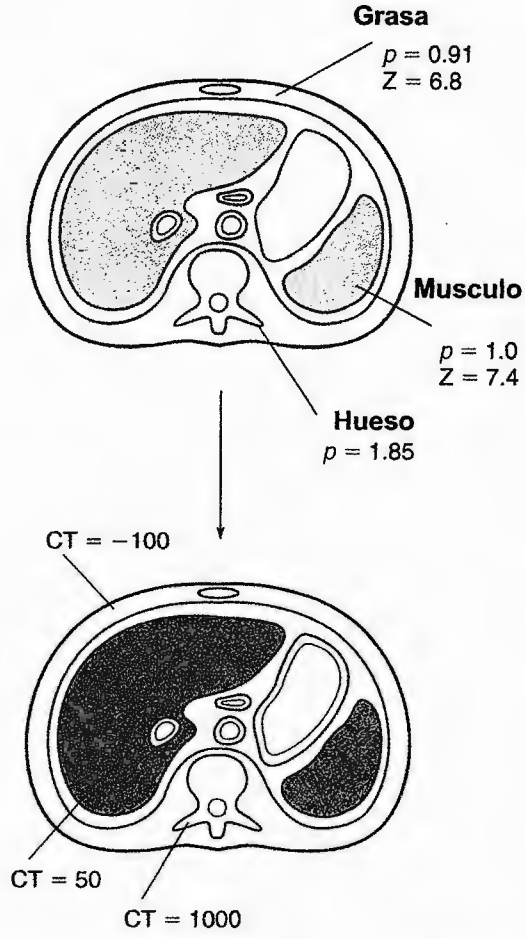


Figura 95. Densidades (p) y números atómicos (Z) para tres diferentes tipos de tejido. Cuando son reconstruidos en una imagen de tomografía, se obtiene una excelente resolución de bajo contraste.

El flujo de fotones depende del kVp, mAs y filtración de haz. Estos factores afectan tanto la calidad como la cantidad de fotones que alcanzan al detector. Adicionalmente el tamaño del paciente afecta la atenuación de haz y por lo tanto el flujo de electrones que alcanzan al detector. Mientras que un incremento en la técnica (kVp y mAs) incrementa el flujo de fotones, el incremento en la filtración del haz y el tamaño del paciente reducen este flujo debido al alto grado de atenuación. En tomografía estos factores se optimizan para mejora la resolución de bajo contraste.

El grosor de corte también influye en la resolución de bajo contraste. En CT, la colimación controla el grosor de corte; grosores de corte pequeños requieren colimación muy estrecha. Este tipo de colimación reduce la radiación dispersa que alcanza al detector y mejora la resolución de contraste. Sin embargo, al disminuir el grosor de corte, la técnica se incrementa.

La sensibilidad del detector afecta la resolución de contraste en el hecho que el detector debe ser capaz de discriminar entre pequeñas densidades en la atenuación de los rayos X, es decir, medir diferencias de contraste del tejido blando de al menos 1%.

El efecto del algoritmo de reconstrucción en la resolución de contraste es dramático. La influencia de un algoritmo de alta frecuencia espacial en el mejoramiento de la resolución espacial se muestra en la figura 93. Similarmente, los algoritmos de baja resolución espacial pueden ser usados para "suavizar" la imagen lo cual mejora la percepción de lesiones de bajo contraste tales como metástasis. En suma, este algoritmo es usado en estudios de cerebro y abdomen debido a las diferencias sutiles que puede detectar.

El tamaño del monitor y la distancia de visión también afectan la resolución de contraste. Se ha detectado que la incrementarse la distancia de visión para grandes monitores, se mejora la habilidad para detectar bajos contrastes.

Finalmente, el ruido afecta la resolución de bajo contraste en CT. En este contexto, ruido se refiere a ruido quántico. Si se detectan muy pocos fotones, la imagen aparece ruidosa y se degrada la resolución de bajo contraste. Juntos, el ruido y la capacidad de resolución espacial en bajo contraste son llamados resolución de bajo contraste. Para mejorar el contraste y la resolución espacial, la dosis de radiación debe incrementarse para que mayor numero de fotones alcancen al detector y generen una señal mas fuerte.

22.2.3.8 Diagrama Contraste – Detalle (CDD).

El diagrama contraste – detalle (CDD por sus siglas en ingles) es una grafica en la cual el contraste medido es graficado como función del diámetro detectable del objeto. A partir de esta grafica se puede obtener información de la resolución de bajo contraste y alto contraste de un sistema.

En dos graficas CDD del abdomen y cerebro (figura 96), al asíntota indica la capacidad de resolución espacial a alto contraste. En 100% de contraste (1000 ΔCT / HU) ocurre el limite de resolución (el diámetro mas pequeño que se puede detectar). La resolución de bajo contraste puede determinarse a partir del diagrama para cualquier diámetro.

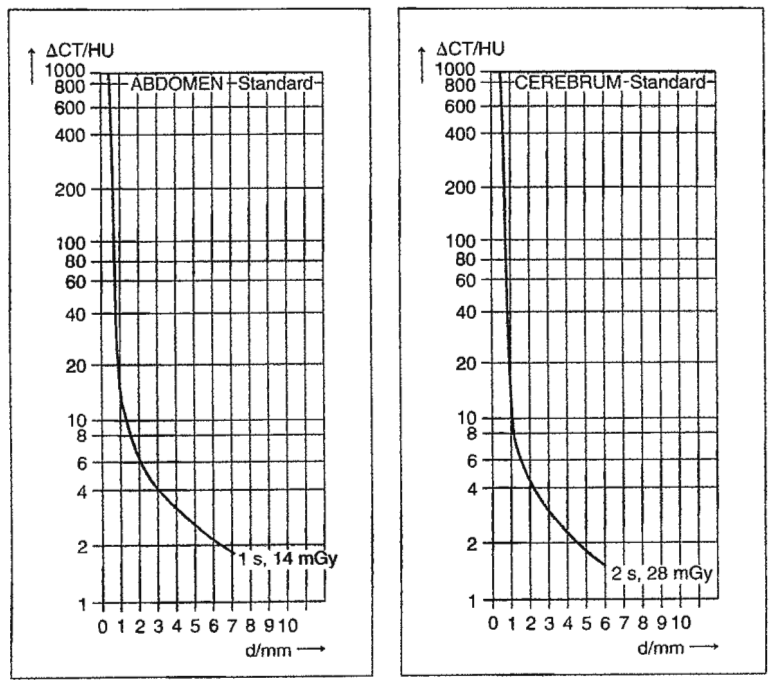


Figura 96. Diagramas contraste detalle de abdomen y cerebro.

Al disminuir el contraste, la resolución cae. A bajos niveles de contraste, la curvas tiende a disminuir la pendiente.

El CDD puede determinarse de la siguiente manera:

El método de la matriz es un método relativamente simple para determinarlo, en el cual una imagen simulada libre de ruido de un fantoma de agujeros se sobrepone a una imagen de ruido puro. Entonces se determina el contraste del objeto, el punto en el cual las filas de agujeros son apenas discernibles en la imagen.

Este fantoma de agujeros contiene un numero grande de agujeros equidistantes (entre 44 y 64) de un diámetro "d" y una distancia de centro a centro de "2d".

Estos agujeros están arreglados en forma de matriz. La imagen de esta estructura puede ser calculada basada en la función de punto extendido (PSF), con lo cual cualquier contraste deseado, K_0, puede ser fácilmente obtenido. El resultado es una imagen I_o, (K_0, d).

Una imagen de ruido de referencia se obtiene de la manera siguiente:

Se adquieren os imágenes transaxiales de un fantoma de agua de 20 cm y se sustraen para eliminar estructuras regulares. En esta imagen diferencial, la desviación estándar se calcula sobre una región circular central de 40 cm^2 (ruido de píxel, σ) y normalizada a un nivel de ruido σ.

El contraste del objeto preseleccionado, K_0, de la imagen I_0 es normalizado con la función S_k de tal manera que el patrón de agujeros es distinguible en la imagen resultante de la adición de esta imagen a la imagen de ruido.

Distinguible se define como la habilidad de contar el 50% de lo agujeros en la imagen. Cuando este criterio es logrado, un contraste de referencia ($CT_{Ref} = S_K \times K_0$) como la señal del ruido de píxel. Así la detectabilidad de un agujero con un diámetro d dependo solamente de la relación señal ruido. Para un ruido de píxel de un modo de scan seleccionado, el contraste CT (d) que puede ser discriminado se calcula así:

$$\Delta CT = \sigma \frac{\Delta CT_{\mathrm{Re}f}}{\sigma_{\mathrm{Re}f}}$$

La ventaja de este método es la simplicidad con la cual cualquier diámetro de agujero dado puede ser visualizado con un nivel de contraste exacto.
Una grafica CDD puede ser rápidamente determinada con el método de la matriz, utilizando varias reconstrucciones de imágenes e imágenes sobrepuestas. El grafico CDD resultante puede ser fácilmente confirmado mediante mediciones con fantomas de bajo contraste para diversas combinaciones de contrastes y diámetros de agujeros.

23.2.4 Linealidad

La linealidad es otro parámetro importante en la imagen tomográfica debido a que es usada para la evaluación del desempeño del sistema. La linealidad se refiere a la relación de los números CT con los coeficientes de atenuación lineal del objeto estudiado. Esto puede ser revisado con un test de calibración diaria, en el cual un fantoma es escaneado para asegurar que los números CT del agua y otros materiales conocidos que se encuentran en el fantoma sean correctos. Las características de esos fantomas se detallan en la tabla siguiente:

Material	Densidad (g / ml)	Coeficiente de atenuación lineal a 60 keV (cm^{-1})	Numero CT
Polietileno C_2H_4	0.94	0.185	-85
Poliestireno C_8H_8	1.05	0.196	-10
Nylon $C_6H_{11}NO$	1.15	0.222	100
Lexan $C_{16}H_{14}O$	1.20	0.223	115
Plexiglás $C_5H_8O_2$	1.19	0.229	130
Agua H_2O	1.00	0.206	0

Cuando se obtienen una imagen de un fantoma, el promedio de números CT puede ser graficado como una función de los coeficientes de atenuación de los materiales del fantoma. La relación debe ser una línea recta (figura 97) si el sistema se encuentra en buenas condiciones.

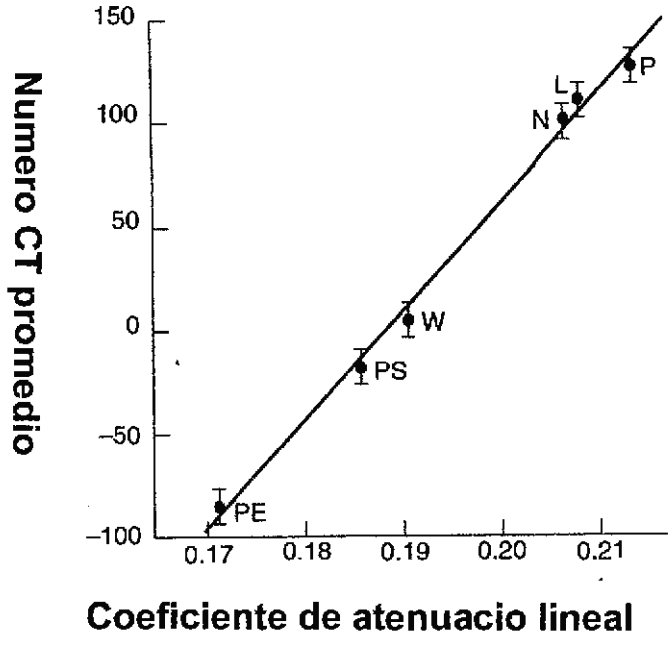


Figura 97. Grafica del promedio de números CT como función de los coeficientes de atenuación lineal

23.2.5 Artefactos de imagen.

Los artefactos puede degradar la calidad de imagen y afectar la percepción del detalle. Esto puede causar serios problemas para los médicos radiólogos en su diagnostico.

23.2.5.1 Definición.

En general, artefacto es "una distorsión o error en una imagen que no esta relacionado con el sujeto estudiado". Por ejemplo, un par de pendientes en el paciente aparecerán en la imagen durante un examen de tomografía. Esta aparición es un error en la imagen y no tiene relación con la anatomía en investigación.

Específicamente, un artefacto en tomografía esta definido como "cualquier discrepancia entre los números CT reconstruidos en la imagen y los verdaderos valores de atenuación del objeto". Esta definición implica que cualquier cosa que causa una medición incorrecta por parte del detector de los haces transmitidos, resultara en un artefacto de imagen. Debido a que los números CT se representan

con tonos de gris en la imagen, mediciones incorrectas producirán números CT incorrectos que no representan los coeficientes de atenuación del objeto.

23.2.5.2 Fuentes.

En tomografía, los artefactos puedes surgir a partir de diversas fuentes, incluyendo el paciente, el proceso de imagen en si, y problemas relacionados con el equipo tales como malfuncionamiento e imperfecciones.

Pacientes que no cooperan y se mueven durante el examen causan artefactos de imagen. Problemas del equipo pueden surgir de los sistemas electrónicos y mecánicos y algoritmos. Adicionalmente, falta de cuidado del operador, como mal posicionamiento del paciente en el campo de visión, da como resultado artefactos de imagen.

23.2.5.3 Tipos de artefactos y causas.

Los artefactos en tomografía pueden ser clasificados de acuerdo a la causa y apariencia. En la clasificación de los artefactos basados en su apariencia en la imagen, se identifican cuatro grandes categorías incluyendo líneas, sombras, anillos y bandas y factores misceláneos como entrelazados y patrones Moire (Figura 98).

Los artefactos de línea pueden aparecer como líneas rectas intensas a través de la imagen y pueden ser causadas por muestreo inapropiado de datos (aliasing), promedio de volumen parcial, movimiento, metal, endurecimiento del haz, ruido, técnica espiral y falla mecánica o imperfecciones.

Los artefactos de sombra aparecen a menudo cerca de objetos de altas densidades y pueden ser causado por endurecimiento del haz, promedio de volúmenes parciales, técnica espiral, radiación dispersa, radiación fuera de foco y proyecciones incompletas.

Los anillos y bandas son causados por canales malos en el detector y los sistemas de tercera generación.

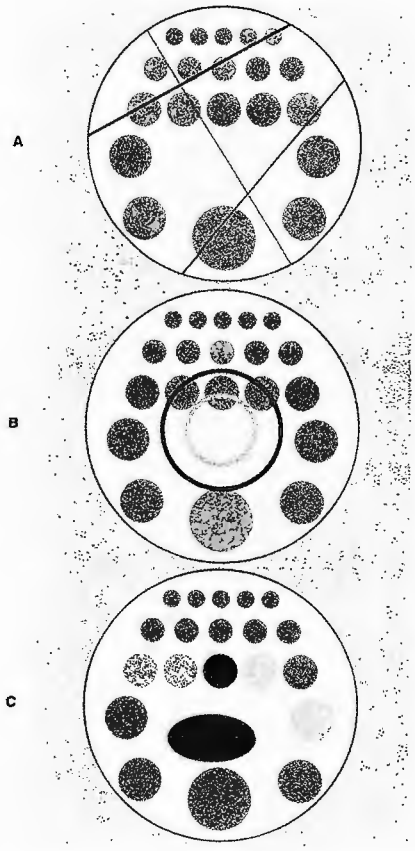


Figura 98. Artefactos de imagen: a) líneas, b) anillos y c) distorsiones de los números CT.

23.2.5.4. Artefactos de movimiento de paciente.

El movimiento del paciente puede ser voluntario o involuntario. El movimiento voluntario es controlado directamente por el paciente, como deglución y respiración. El movimiento involuntario no esta bajo control directo del paciente, tal como peristalsis y movimiento cardiaco (figura 99).

Ambos tipos de movimiento aparecen en la imagen como líneas que son usualmente tangenciales a los bordes de alto contraste de la parte en movimiento. Adicionalmente, los artefactos de movimiento pueden surgir de movimiento del medio de contraste oral en el tracto gastrointestinal.

La apariencia de las líneas son el resultado de la incapacidad del algoritmo de reconstrucción para manejar las inconsistencias de los datos en los voxel de atenuación que surgen de los bordes de la parte en movimiento. La computadora tiene dificultad localizar la posición exacta de los voxels.

Hay varios métodos para reducir los artefactos por movimiento. Para movimientos del paciente tales como respiración y deglución, es importante inmovilizar al paciente, utilizar auxiliares de posicionamiento confortables y asegurarnos que el paciente sigua las instrucciones durante el examen. Otra técnica útil para reducir los artefactos de movimiento es utilizar tiempo de scan cortos. La corrección de artefactos también puede ser lograda con software. Por ejemplo, Shimadzu utiliza un software de corrección de movimiento en tiempo real (MAC por sus siglas en ingles) para reducir los artefactos de línea (figura 100).



Figura 99. Artefactos de movimiento debido a a) deglución, b) peristalsis y c) movimiento de paciente.

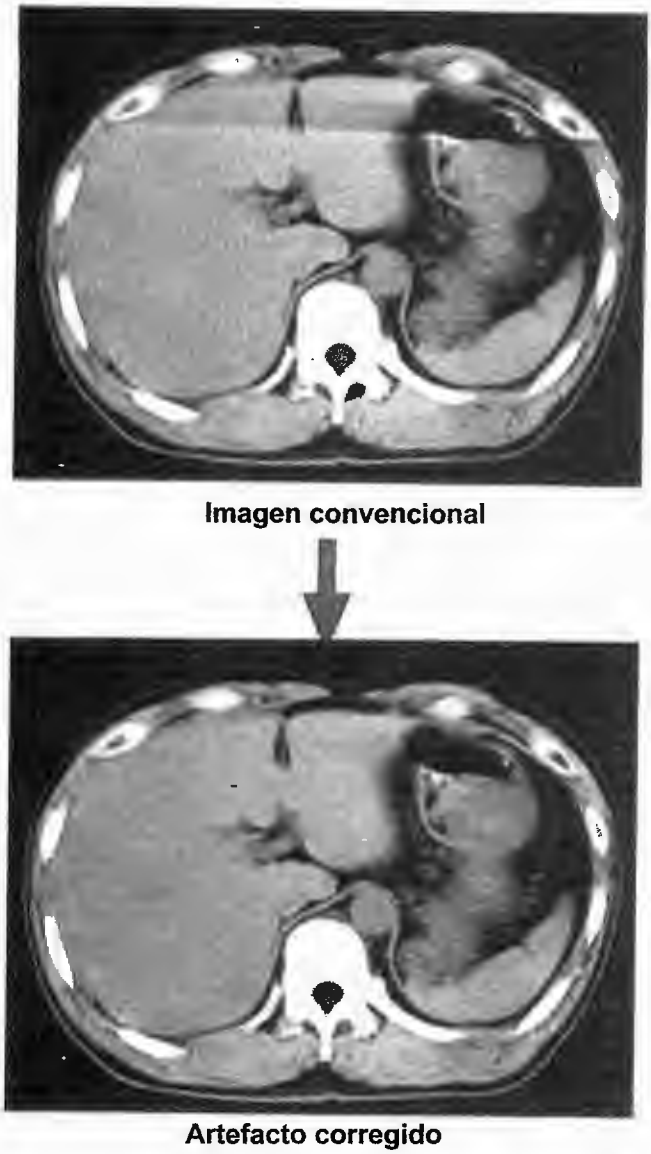


Figura 100. Uso de software de corrección de movimiento.

23.2.5.5 Artefactos metálicos.

La presencia de metal en los pacientes también es una causa de artefactos. Materiales metálicos como prótesis, implantes dentales, broches quirúrgicos y electrodos pueden generar artefactos de línea en la imagen (figura 101).

La creación de estos artefactos y el método de corrección se ilustran en la figura 102.

En la figura 102.A, el objeto de metal absorbe la radiación, lo cual da como resultado una proyección incompleta. Esta perdida de información produce artefactos de línea con apariencia de estrella.



Figura 101. Artefacto debido a implantes metálicos

Los artefactos metálicos pueden ser reducidos removiendo todos los elementos metálicos externos del paciente. Se puede utilizar software de reducción de artefactos metálicos (MAR por sus siglas en ingles) APRA completar la proyección incompleta (figura 102.B)

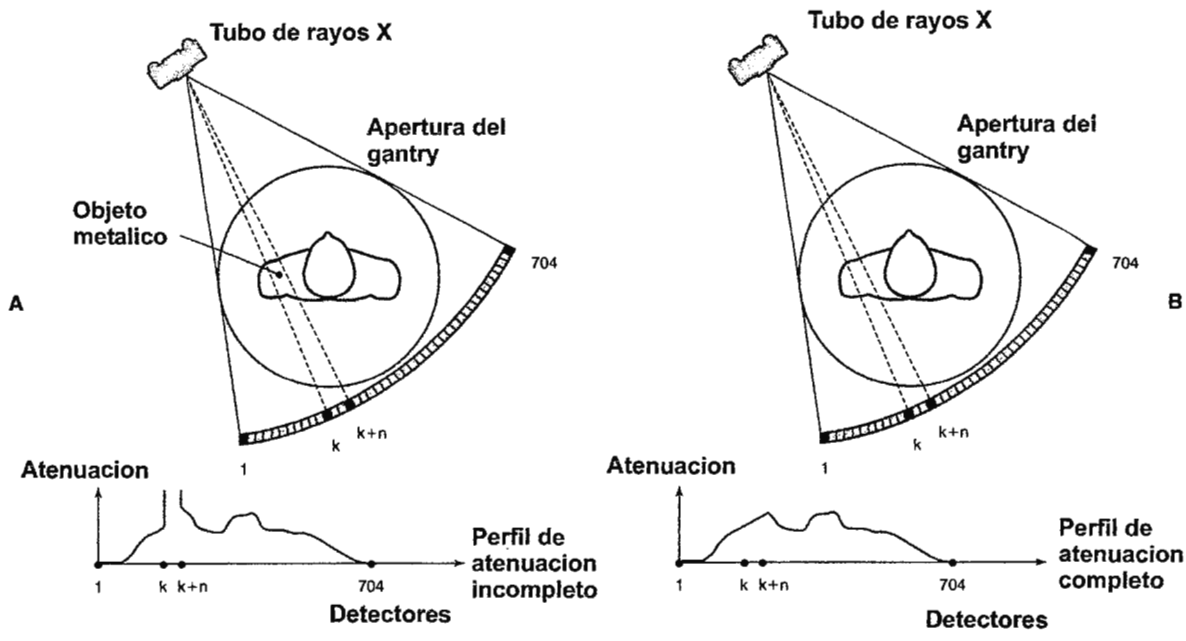


Figura 102. A) Creación de artefactos metálicos, B) Método de corrección

Este procedimiento consiste en los siguiente:

1. Adquisición y almacenamiento de los datos en bruto.
2. Reconstrucción de la imagen.
3. Localización del implante por parte del examinador
4. Definición automática de los bordes del implante dentro de los datos de las proyecciones. Para cada proyección, los bordes de implante son automáticamente definidos dentro de la región de interés dada utilizando valores definidos de umbral.
5. Interpolación lineal de los datos perdidos en cada proyección.
6. Reconstrucción de la imagen con el artefacto reducido a partir de los datos computados de cada proyección.

23.2.5.6 Artefactos de dureza del haz.

Dureza del haz se refiere al incremento de la energía media del haz de radiación a su paso a través del paciente (figura 103). Al incrementarse el tamaño del objeto, la energía media se correa hacia la derecha debido a que los fotones de baja energía son absorbidos al pasar el haz de radiación a través del cuerpo. Como

resultado, los números CT de ciertas estructuras cambian, lo cual crea artefactos. Adicionalmente, la dureza del haz puede ocurrir cuando los haces de radiación tienen diferentes longitudes de trayectoria, figura 104. Esta figura muestra una longitud de trayectoria corta y otra larga, en ambas hay como resultado un endurecimiento del haz. Hay menor endurecimiento del haz en la periferia del objeto donde la trayectoria es corta, comparada con el centro del objeto donde la trayectoria es mas larga.

La figura 105 demuestra que sin una corrección de la dureza del haz, el perfil de intensidades cambia de A a A´. Específicamente, este cambio produce artefactos de dureza del haz en cambios en los números CT de la periferia hacia el centro del campo de visión.

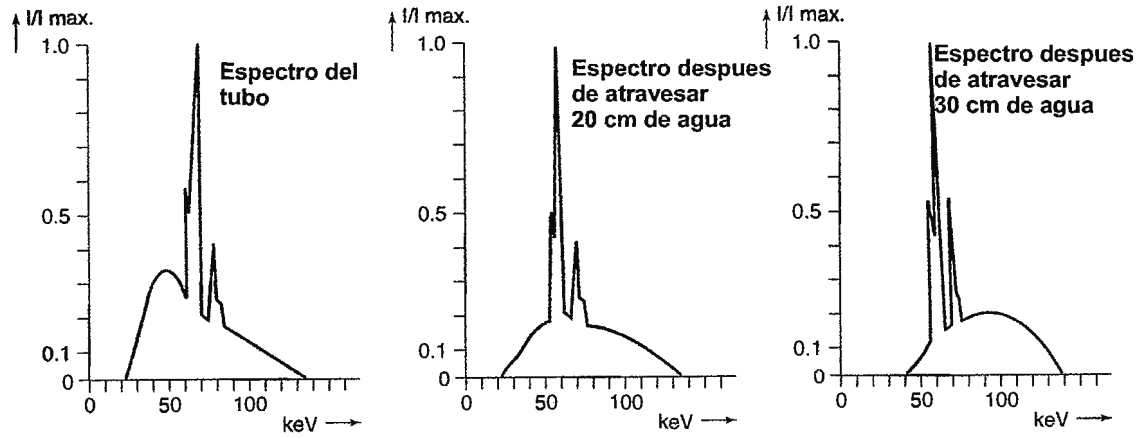


Figura 103. Efectos del endurecimiento del haz cuando atraviesa objetos de diferentes tamaños.

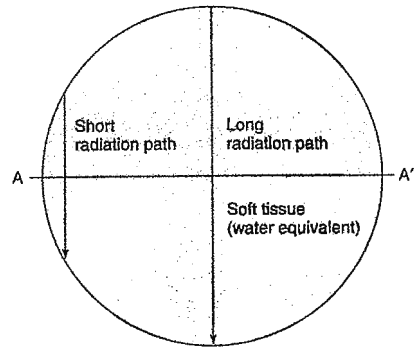


Figura 104. Las trayectorias larga y corta del haz de radiación a través de un objeto de cómo resultado el endurecimiento del haz.

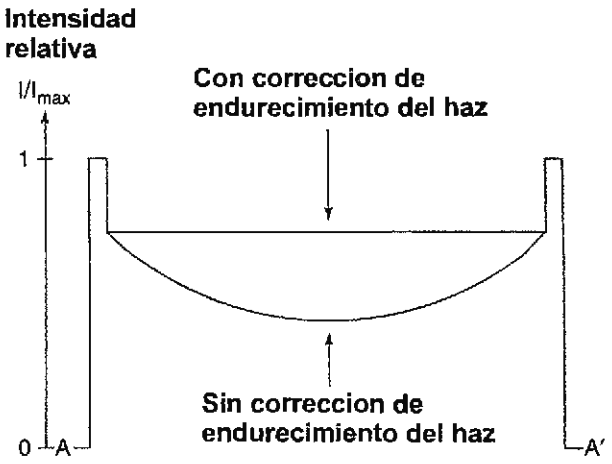
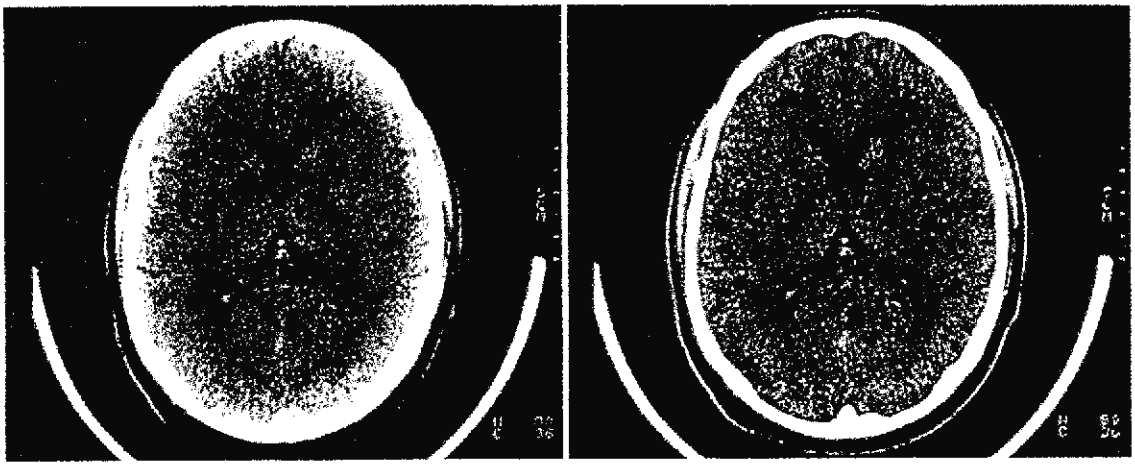


Figura 105. El perfil de radiación como resultado del endurecimiento del haz y su corrección.

Este cambio en los números CT que resulta en artefactos de dureza del haz, aparece como amplias bandas negras o líneas. Esto es conocido como artefactos de copa (figura 106) Los números CT son mayores en la periferia y menores en el centro de la imagen.

Los artefactos de dureza pueden ser reducidos o eliminados con filtros curvos que aseguran la uniformidad del haz en los detectores. Adicionalmente, el software puede corregir estos artefactos con mejoras en la apariencia de la densidad de los tejidos blandos y niveles de ventana constantes (figura 106.B).



A B

Figura 106. Efectos del endurecimiento del haz en la imagen. A) el artefacto de copa es visible, B) el artefacto es reducido mediante software.

23.2.5.7 Artefactos de volumen parcial.

Los cálculos de los números CT están basados en los coeficientes de atenuación lineal para cada voxel de tejido. Si el voxel contiene solo un tipo de tejido, el calculo no será problema. Por ejemplo, si el tejido del voxel es hueso denso, el numero CT se calculado en 1000. Si el voxel contiene tres tipos similares de tejido en los cuales los números CT tienen valores cercanos, por ejemplo sangre (CT = 40), materia gris (CT = 43) y materia blanca (CT = 46), entonces el numero CT de ese voxel esta basado en el promedio de esos tres tejidos (CT = 43). Esto es conocido como promedio de volumen parcial.

El promedio de volumen parcial puede llevar a efectos de volumen parcial y por lo tanto a artefactos de volumen parcial (figura 107).

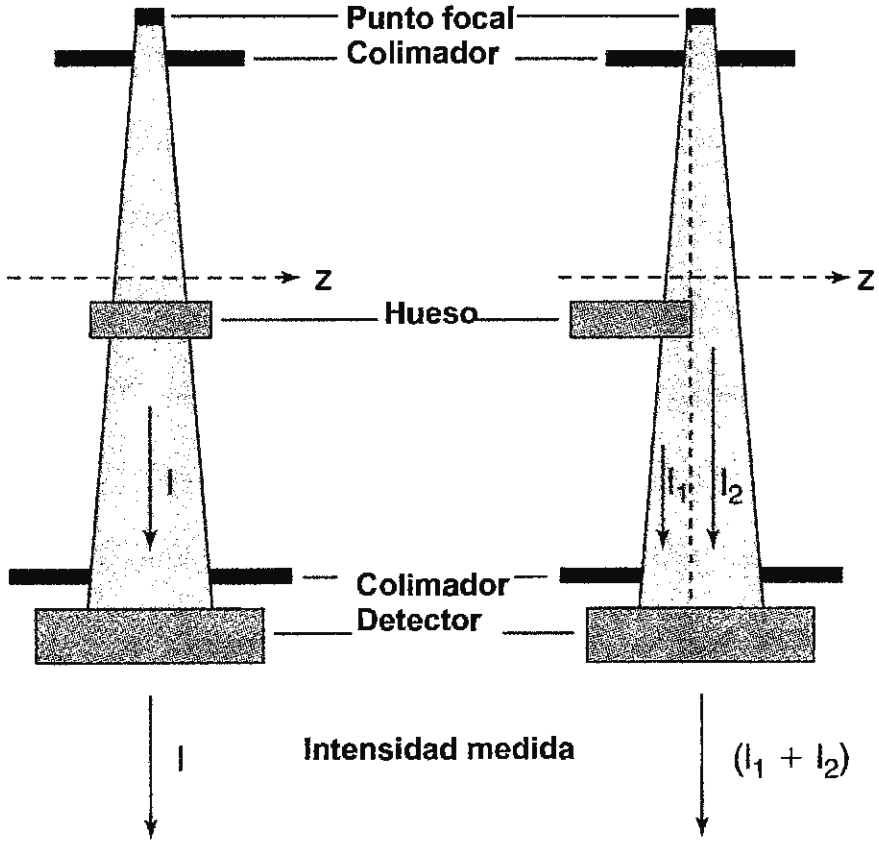


Figura 107. El origen de los artefactos de volumen parcial.

En la figura 11-30, el detector de la izquierda mide la transmisión del haz a través del hueso solamente y se calcula un numero CT verdadero. En el diagrama de la derecha, el detector mide haces a través del hueso y del aire por lo que el numero CT es calculado a partir de ambos tipos de material. Matemáticamente, las dos intensidades I_1 y I_2 son medidas como $I_1 + I_2$, pero para un calculo preciso del numero CT, es necesario tomar el logaritmo de ambos y sumarlos como sigue:

$$\ln I_1 + \ln I_2$$

Si se utilice $\ln I_1 + I_2$ para calcular el numero CT entonces se produce una inexactitud:

$$\ln I_1 + \ln I_2 \neq \ln I_1 + I_2$$

Estas inexactitudes resultan en artefactos de volumen parcial en la imagen, los cuales aparecen como bandas y líneas (figura 108).



Figura 108. Los artefactos de volumen parcial aparecen como líneas en la imagen.

Los efectos de volumen parcial puede ser reducidos con grosores de corte finos (figura 109) y algoritmos. Con dos cortes, el numero CT correcto puede ser calculado a partir de la suma de los logaritmos de las intensidades de cada corte, $\ln I_1 + \ln I_2$.

La técnica de reducción de artefactos de volumen puede reducir también este tipo de artefactos. Un corte de 8 mm que contiene hueso y tejido blando es dividido en cuatro cortes finos. Los datos en bruto son promediados para producir una imagen de 8 mm libre de artefactos de volumen parcial.

23.2.5.8 Artefactos inducidos por el equipo.

Los artefactos de línea pueden también ser generados por el sistema de tomografía en si, como fallas mecánicas o imperfecciones tales como pobre rigidez del gantry, desalineamiento mecánico, balanceo del rotor del tubo de rayos x y pobre muestreo del detector. También, malos detectores pueden causar artefactos de anillo.

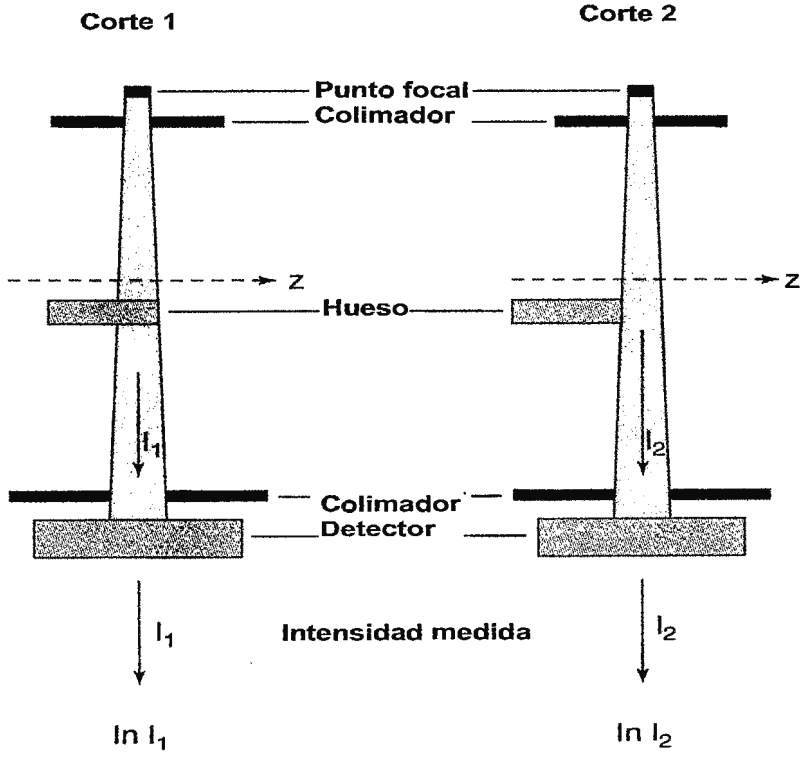


Figura 109. Eliminación de artefactos de volumen parcial mediante la utilización de cortes finos.

23.2.5.9 Artefactos de anillo.

Son artefactos de anillo son característicos de los sistemas de tercera generación y son el resultado de uno o mas detectores malos que producen variaciones en la señal (figura 110).

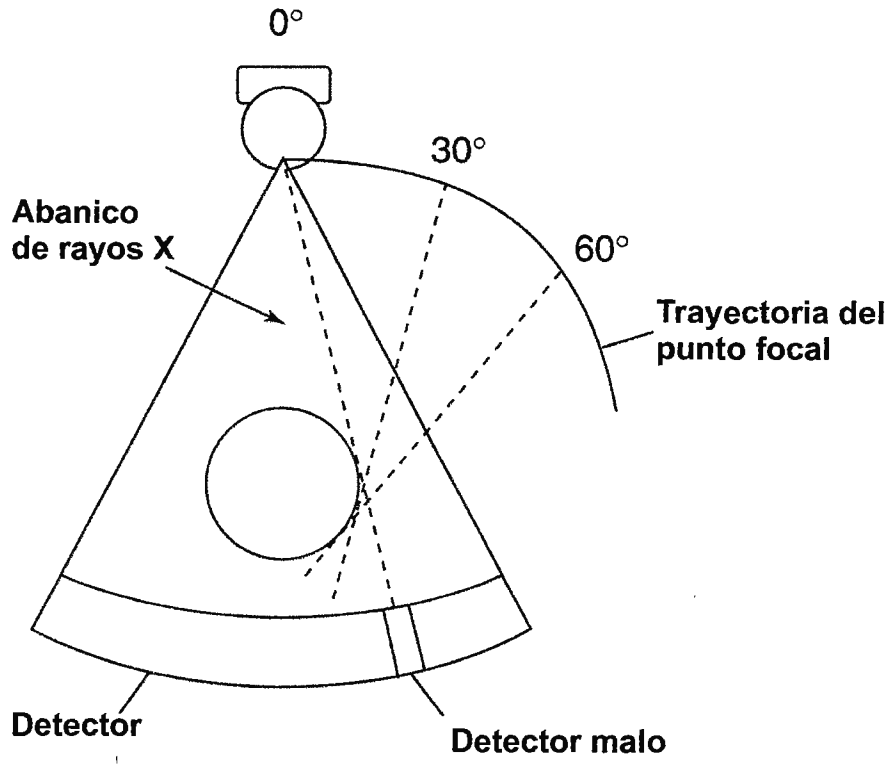


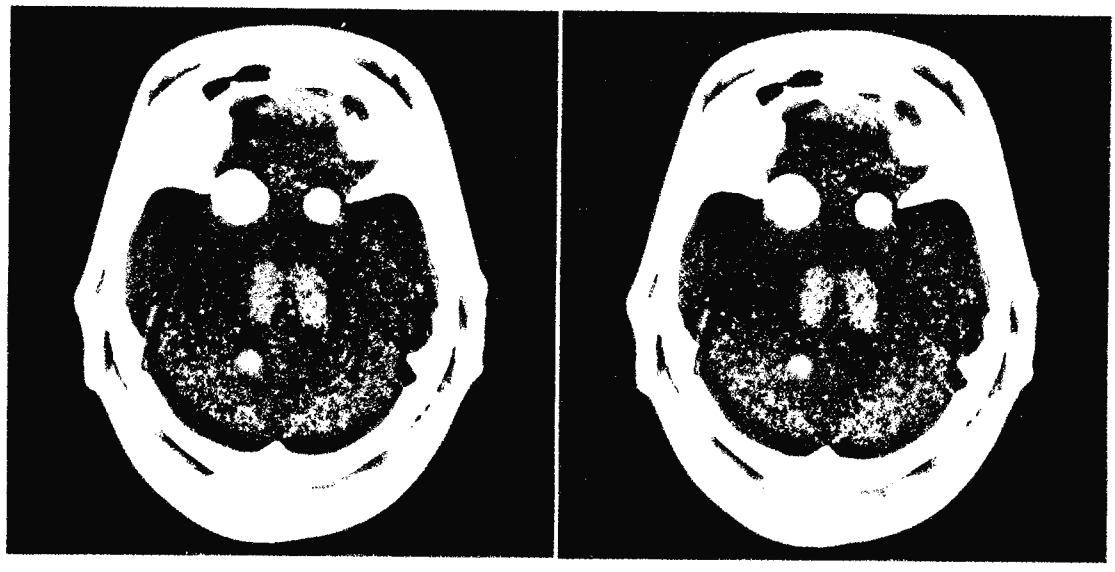
Figura 110. Creación de artefactos de anillo en sistemas de tercera generación.

La creación de estos artefactos se describe a continuación:

"la razón de anillo es que durante la rotación del tubo de rayos X y el detector, los rayos medidos por un detector son tangenciales a u circulo. Si un detector tiene una diferencia en el offset y la ganancia de 0.1% respecto a los detectores contiguos, se presentara en la imagen un artefacto de anillo. Tal artefacto indica que la ganancia del detector necesita ser calibrada. Un detector defectuoso en un sistema de cuarta generación no genera un artefacto notable debido a que cada detector adquiere una vista y los datos malos son extendidos a través de toda la imagen. También, variaciones entre canales de detectores rara vez causan

problemas en sistema de cuarta generación debido a que el detector se calibra por el haz de radiación durante el scan."

Para corregir los artefactos de anillo en sistemas de tercera generación, se deben localizar los detectores malos y recalibrarlos. También esos artefactos pueden ser eliminados con software tal como un algoritmo de balanceo, el cual corrige los datos en bruto durante o después del scan (figura 111).



(A) (B)

Figura 111. A) Artefacto de anillo en la imagen, B) corrección del artefacto utilizando el algoritmo de balanceo

23.2.5.10 Artefactos de Aliasing.

Cuando las estructuras y espacios no pueden ser distinguidos surgen problemas de muestreo. La solución para este problema requiere el usos del teorema de muestreo, el cual dice que para reproducir fielmente un objeto la frecuencia de muestreo f_A (el numero de rayos por centímetro en el haz de radiación) debe ser al menos dos veces el tamaño del objeto mas pequeño a escasear (el numero de objetos por centímetro y el espacio entre objetos).

Matemáticamente, esto se expresa como sigue:

$$f_A \geq 2f_0$$

Si el criterio anterior, o teorema de Nyquist, no se cumple, entonces los artefactos de aliasing son el resultado de un insuficiente numero de muestras disponibles para la reconstrucción (figura 112). Si f_A es menor o igual que f_0 ocurre la aliasing. Los artefactos de aliasing surgen de un numero insuficiente de vistas para reconstruir una imagen (figura 113). Además, la figura 113 muestra un abdomen scaneado utilizando la mitad del numero normal de vistas.

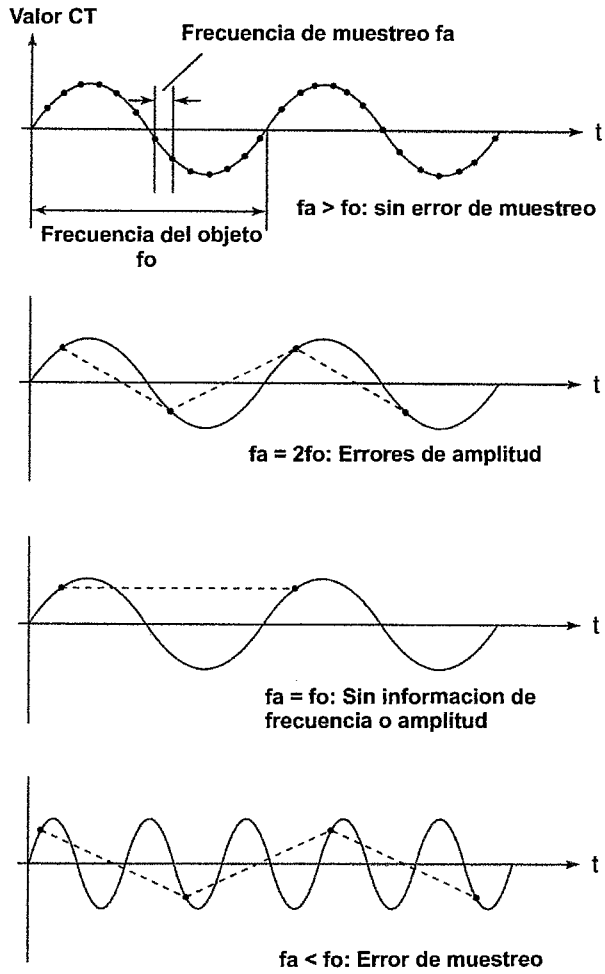


Figura 112. Proceso de muestreo.

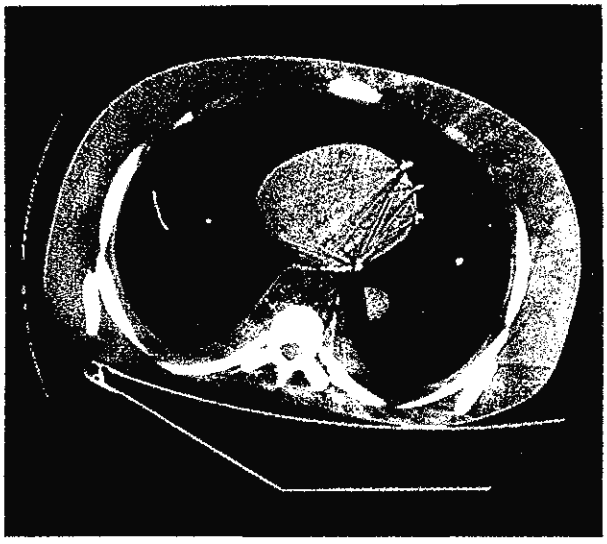


Figura 113. Artefactos de aliasing en la imagen. Los artefactos son evidentes en la periferia del objeto.

23.2.5.11 Artefactos inducidos por ruido.

El ruido es influenciado por el numero de fotones que impactan al detector como resultado de una mala posición del paciente y una pobre selección de la técnica (kVp, mA), velocidad de scan y limitaciones de equipo en si, como la apertura del gantry.

Muchos fotones significa menos ruido y una señal mas fuerte en el detector, mientras que pocos fotones resultan en mayor ruido y una señal débil en el detector.

Un numero bajo de fotones producen artefactos de línea como se muestra en la figura 114.



Figura 114. Artefactos de línea pueden surgir debido al incremento del ruido causado por la baja cantidad de fotones que alcanzan al detector (arriba). Estos pueden corregirse mediante filtros adaptativos (abajo).

23.3 Variables y procedimientos calidad de imagen de tomografía espiral.

Como es de esperarse, la calidad de imagen en tomografía espiral es comparable con la de tomografía secuencial. Al seleccionarse los mismos parámetros, la resolución en el plano x / y debe ser idéntica, debido a que la geometría del sistema, el numero y separación de los elementos detectores, el numero de proyecciones procesadas por imagen, etc, permanecen constantes.

La calidad del espectro de rayos X es independiente del modo de scan. Los valores CT de cualquier objeto permanecen constantes en ambos casos.

Las diferencias en la calida de imagen pueden ocurrir debido al proceso de interpolación z durante la reconstrucción de la imagen, con respecto a los siguientes parámetros:

- Ruido de píxel
- Perfiles de sensibilidad de corte
- Resolución en la dirección z
- Comportamiento de artefacto

23.3.1 Ruido de píxel.

En tomografía espiral, el ruido de píxel depende del sistema usado y de los parámetros de scan y reconstrucción de la misma manera que en tomografía secuencial. Sin embargo, esta influenciado también por la selección del algoritmo de interpolación z. Una comparación directa con tomografía secuencial asume por supuesto que el grosor de corte, el voltaje y corriente del tubo y los parámetros de reconstrucción son idénticos. Bajo estas condiciones el comportamiento del ruido usando una interpolación lineal de 360° puede ser determinada fácilmente en relación a un solo corte.

σ_0 designa la desviación estándar de los valores de proyección medidos y w función de "peso" de interpolación, la cual determina la contribución que un elemento hace a la imagen. Para una interpolación lineal la desviación estándar de los datos interpolados esta dada por:

$$\sigma^2 = w^2 * \sigma_0^2 + (1 - w)^2 * \sigma_0^2$$

La varianza σ^2 para cada valor medido determinada en esta forma será reducida en relación a σ_0 acuerdo a la función de peso w por un factor que oscila entre 0.5 y 1.0. Para 360° de rotación, integrando sobre todos los valores de peso, w, se obtiene:

$$\sigma^2 = \int_0^1 \left[w^2 * \sigma_0^2 + (1-w)^2 * \sigma_0^2 \right] dw = \frac{2}{3}\sigma_0^2$$

y por lo tanto:

$$\sigma = \sqrt{\frac{2}{3}} * \sigma_0 \cong 0.82 * \sigma_0$$

Lo anterior nos dice que podemos esperar una reducción del ruido de píxel por un factor de alrededor de 0.82. Esta reducción ya era de esperarse debido a que para la reconstrucción de una imagen, los datos son tomados en un rango de 2*360° en lugar de 360° para tomografía secuencial.

Con el uso de algoritmos 180°LI, los datos son tomados en un ángulo menor que con la interpolación de 360°, por lo tanto los valores de ruido serán mas altos. Para un píxel localizado en el centro de rotación, los datos son procesados 2 *

180°. Esto da como resultado un incremento del ruido en un factor de $\sqrt{2}$ en comparación con el algoritmo de 360°LI. Para píxeles alejados de isocentro, el rango a partir del cual los datos son procesados se incrementa en 2 * (180° + φ); esto se vería reflejado en forma de una pequeña reducción del ruido.

Para métodos de interpolación de mayor orden no es posible predecir el comportamiento del ruido, ya que depende de la estructura del objeto examinado y el tipo de algoritmo. En general, podemos esperar un pequeño incremento del ruido de píxel comparado con los algoritmos de 180°LI.

23.3.2 Perfiles de sensibilidad de corte (SSP).

Es posible calcular el comportamiento del perfil de sensibilidad de corte en tomografía espiral sabiendo de antemano que se conoce el perfil de sensibilidad de corte original, el de la tomografía secuencial. El resultado es que para tomografía espiral el perfil de sensibilidad de corte esta dado por la convolución del perfil original con la función del movimiento de la mesa. (figura 115.a). Para una interpolación lineal, la función de movimiento corresponde a una función de movimiento triangular con una longitud en la base igual al desplazamiento de la mesa "d" (180°LI) o "2d" (360°LI).

23.3.3 Influencia del algoritmo de interpolación z y el factor pitch.

El tipo de interpolación z y el factor pitch determinan el rango de datos accesados para cada imagen. Los perfiles de sensibilidad resultantes se muestran en la figura 115.b , c. Como es de esperarse, la desviación de la forma ideal del perfil de sensibilidad se incrementa con el factor pitch, en mayor grado para los algoritmos de 360°LI que para los de 180°LI. Esto no afecta necesariamente el FWHM, para un pitch de 1 y 180°LI, por ejemplo, encontramos el mismo valor de FWHM como en tomografía secuencial.

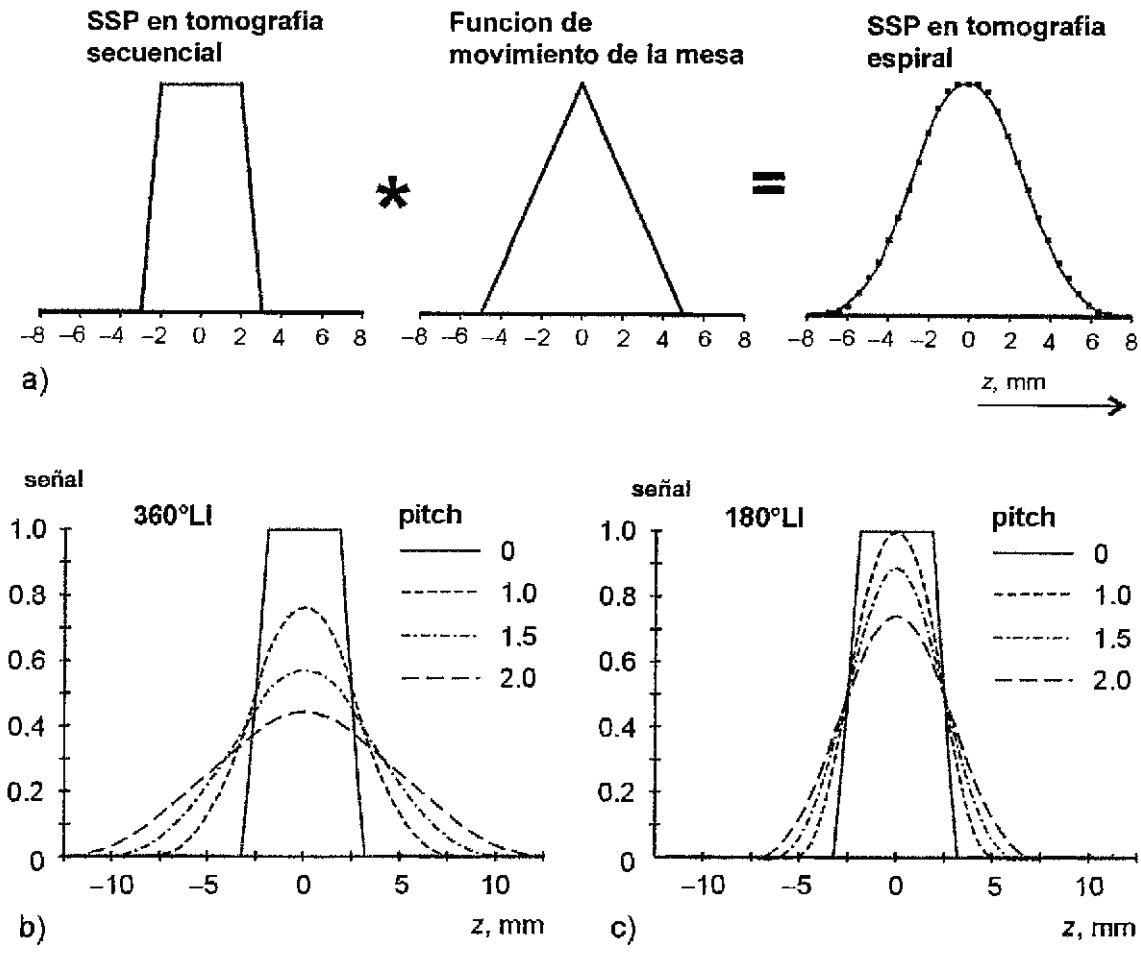


Figura 115. Perfiles de sensibilidad de corte en tomografía espiral. a) el perfil es el resultado de la convolución del perfil original con la función de movimiento de la mesa. b) SSP para 360°LI y c) SSP para 180°LI.

23.3.4 Resolución espacial en la dirección Z.

Mientras que la resolución depende del grosor de corte seleccionado, también depende fuertemente del incremento de reconstrucción entre cortes y la forma del perfil de sensibilidad de corte.

La expansión de la curva del perfil de sensibilidad de corte es una desventaja para la tomografía en espiral, mientras que la disponibilidad de imágenes sobrepuestas es una ventaja. La relación entre estos factores es decisiva. La influencia del grosor de corte, S, y el incremento de reconstrucción, IR, se explica a continuación.

23.3.5 Imágenes de lesiones.

Un examen de tomografía convencional nos da un numero determinado de imágenes, con una distancia entre dos imágenes usualmente igual al grosor de corte. En tomografía espiral, es posible seleccionar libremente el numero y la posición z de las imágenes a ser reconstruidas dentro del volumen de scan. Mientras que la expansión de la curva el perfil de sensibilidad de corte en tomografía espiral puede afectar negativamente el contraste y la resolución espacial en una imagen, pequeñas consideraciones nos muestran que la disponibilidad de imágenes en cualquier posición dentro de volumen de scan compensa esta potencial desventaja.

Como ejemplo de lo anterior se tiene una situación que ocurre a menudo en radiología:

Buscando una lesión, por ejemplo, un nódulo solitario en el pulmón, el cual se asume esférico con un diámetro de 5 mm y con un contraste del 100% en relación al material que lo rodea. Se sabe que el contraste que se obtiene en las imágenes de tomografía depende de la posición del nódulo en relación al corte scaneado. El máximo contraste se obtiene solo si el nódulo esta localizado al centro del corte. En la practica, sin embargo, los nódulos están ubicados en posiciones aleatorias, las cuales no son conocidas. Visto de otra manera, se encuentran nódulos entre el mejor caso – máximo contraste con el nódulo al centro del corte – y el peor caso – contraste disminuido a la mitad por que la señal esta distribuida entre dos cortes – (figura 116, esquina superior izquierda). Los resultados del examen dependerán siempre de la fortuna de seleccionar la posición del comienzo de la serie de cortes en relación a la posición del nódulo. En tomografía espiral, por otro lado, siempre se obtiene el contraste máximo posible de un nódulo en cada posición dentro del volumen scaneado independientemente de la posición de comienzo del examen ya que las imágenes pueden ser reconstruidas con incrementos de reconstrucción finos para cada posición seleccionada arbitrariamente.

La separación espacial de estructuras como detalles vasculares u óseos en la dirección z representa una situación similar. Si se continua con el ejemplo anterior, asumiendo dos nódulos esféricos idénticos de 5 mm separados una distancia igual

(figura 116 esquina superior derecha), la exacta separación de los objetos en una serie secuencial de 5 mm dependerá también de la posición relativa de los objetos respecto a corte. En el caso mas favorable, las esferas estarán perfectamente separadas y en el peor, ambas serán representadas como un solo objeto, con la mitad del contraste distribuido sobre cuatro cortes contiguos. Por otro lado, en tomografía espiral, la separación de las esferas es mostrada, independientemente de la posición de inicio del scan, con escoger el incremento de reconstrucción suficientemente pequeño.

Lo anterior se aplica también a cualquier combinación arbitraria de diámetros de estructuras y grosores de corte. Las ventajas de la tomografía espiral derivan del scaneo de volumen continuo y la posibilidad de reconstruir imágenes en posiciones arbitrarias a lo largo del eje z.

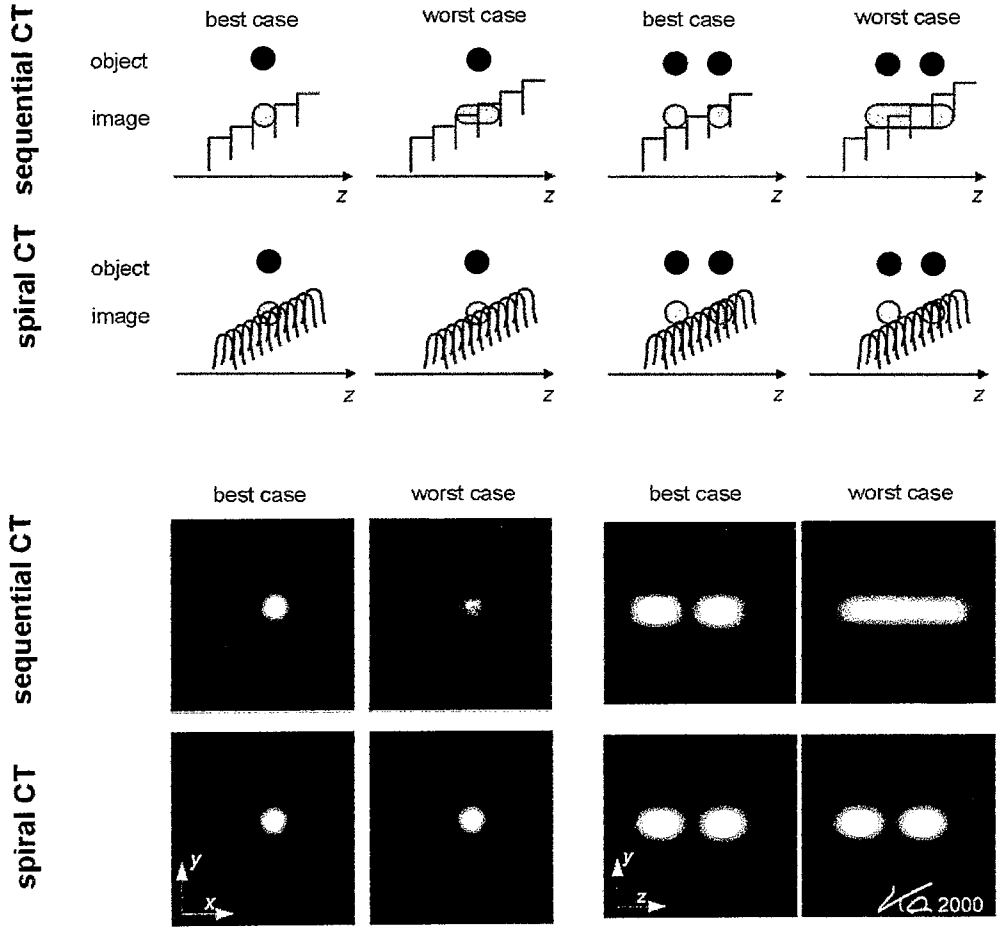


Figura 116. Consideraciones y experimentos en e contraste y resolución espacial en tomografía secuencial y espiral.

23.3.6 Influencia del grosor de corte y el incremento de reconstrucción.

La influencia predominante del grosor de corte en la resolución en la dirección z proviene del hecho que ocurre un promedio de todas las estructuras localizadas en el corte. Esto se demuestra haciendo una reconstrucción multiplanar de un fantoma semi antropomórfico. El fantoma (fantoma de columna europeo, ESP por sus siglas en ingles) esta especialmente diseñado para pruebas de calidad de imagen ya que todos sus parámetros geométricos son conocidos.

La influencia del incremento de reconstrucción (IR), la distancia de separación entre imágenes contiguas, no es bien conocida pero de gran importancia. La reconstrucción de imágenes sobrepuestas trae consigo grandes ventajas en lo que respecta a la resolución espacial 3D y mejora en el diagnostico.

Un 50% de sobreposición, es decir un incremento de la mitad del grosor de corte, es un buen valor para orientación en tomografía espiral (IR = S / 2; dos imágenes por grosor de corte). Un incremento de reconstrucción igual al grosor de corte (IR = S) corresponde a tomografía secuencial y no utiliza las ventajas de la tomografía espiral. Una sobreposición muy grande (IR = S / 3 o 67% de sobreposición) es de gran ventaja una alta resolución espacial en 3D y reconstrucciones multiplanares. Esto se evidencia en una comparación directa con incrementos de reconstrucción de 1 y 3 mm para un S = 3 (figura 117).

En casos no críticos, una imagen por corte puede ser suficiente; esto corresponde a tomografía secuencial y se acepta cierto nivel de perdida de resolución y contraste de pequeños detalles. Dos imágenes por corte, mejoran la capacidad diagnostica durante una reconstrucción. Tres imágenes por corte se recomienda cuando se necesita una alta resolución 3D.

23.3.7 Resolución espacial isotrópica en 3D.

Para medir la resolución espacial en el corte y perpendicular a el en una sola medición, se utiliza un fantoma de agujeros doble, una serie de ellos dispuesto en el plano X / Y y otro en la dirección z. La figura 118 muestra que una tomografía espiral con los parámetros correctos nos facilita la obtención de una resolución isotropita en rangos submilimétricos con buena aproximación.

Para una reconstrucción de imagen en tomografía espiral siempre es necesario definir dos grupos de parámetros, los cuales son independientes pero deben concordar entre si:

1. el tipo de interpolación z, el incremento de reconstrucción y el grosor de corte efectivo.
2. los parámetros usuales para reconstrucción de imágenes, tales como el kernel de convolución, el factor zoom y el campo de visión (FOV).

El primer grupo de parámetros influencian las calidad del grupo de imágenes 3D, predominantemente en la dirección z, y el segundo grupo de parámetros influencia las características de cada imagen en el plano x / y.

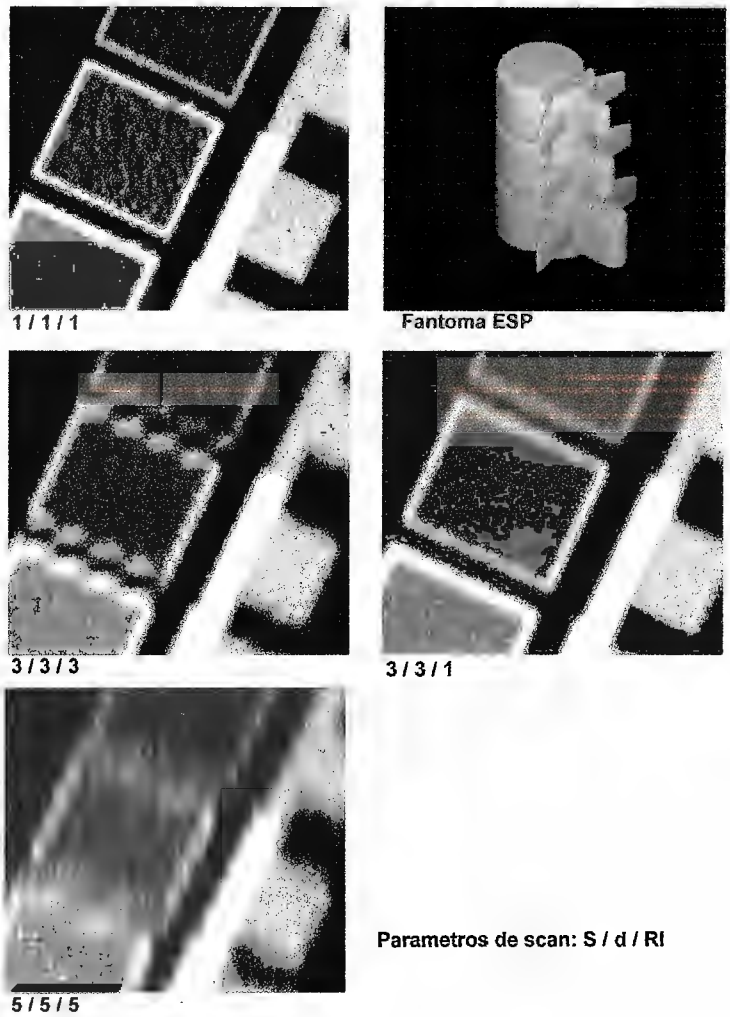


Figura 117. Resolución espacial en la dirección Z, demostrada mediante el Fantoma Europeo de Columna (ESP).

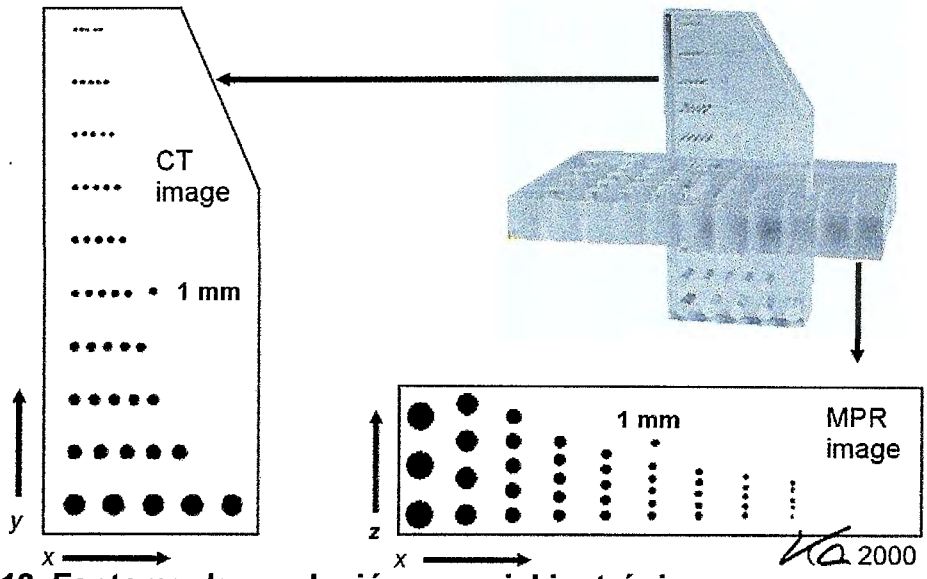


Figura 118. Fantoma de resolución espacial isotrópica.

23.3.8 Artefactos en tomografía espiral.

Con respecto a los artefactos en tomografía espiral, deben tomarse en cuenta los aspectos discutidos anteriormente ya que el sistema y sus propiedades físicas permaneces iguales; en la mayoría de los casos de artefactos los artefactos muestran el mismo comportamiento que en tomografía secuencial. Por ejemplo, es de esperase que los artefactos de dureza del haz y efectos en el muestreo ocurran de la misma forma.

Antes de la introducción de la tomografía espiral el movimiento del paciente representaba un gran problema. La interpolación z compensa los efectos del movimiento de la mesa del paciente. Los efectos de un posible movimiento del paciente en las imágenes no son significativamente magnificados ya que el sistema trabaja típicamente con tiempos de un segundo o menos. Para una imagen obtenida a través de la interpolación z, los datos son obtenidos en un tiempo máximo de 2 segundos. Los efectos del movimiento del paciente en reconstrucción multiplanares y 3D de regiones sujetas al movimiento son reducidos en tomografía espiral. Consecuentemente, los movimientos del paciente no ejercen un efecto determinante en tomografía espiral.

Hay efectos o artefactos que ocurren solo en tomografía espiral y dependen del tipo de interpolación z empleada. Debido a la variación del ancho del SSP en

tomografía espiral, los artefactos de volumen parcial se ven intensificados. Esto representa una potencial causa de deterioro en la calidad de imagen, especialmente en aquellos casos en los que se recomiendan cortes finos en tomografía secuencial. En tomografía espiral, tales casos también requieren grosores de corte finos, algoritmos de 180°LI y valores de pitch menores a 1.5. El aumento en el ancho del SSP puede influenciar el contraste y la resolución espacial en pequeñas estructuras.

Una distribución no homogénea del ruido de píxel y por lo tanto la resolución espacial de la imagen es mas frecuentemente observada en tomografía espiral. Este efecto rara vez se ve en una imagen, pero puede ser encontrado en imágenes de máxima proyección de intensidad. Una posible causa de este artefacto puede ser la dureza del haz, aunque también se han propuesto fuentes de error como radiación dispersa y movimientos pulsátiles.

En conclusión podemos decir que los artefactos que ocurren en tomografía espiral son tan sutiles que se vuelven evidentes solo en reconstrucción 3D y multiplanares. Es claro que no crean problemas mas frecuentes o significativos que los conocidos en tomografía secuencial.

24. CONTROL DE CALIDAD EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (QC).

Para equipos de tomografía, el control de calidad (QC por sus siglas en ingles) puede ser definido como un programa que periódicamente prueba el desempeño de los equipos y lo compara con ciertos estándares. Si el desempeño del sistema no es optimo deben buscarse la causa y corregirla. El objetivo de un programa de control de calidad es asegurarse que cada imagen creada sea de calidad diagnostica.

La definición de control de calidad consiste en dos partes. La primera, aseguramiento de la calida, requiere mediciones del desempeño del sistema para asegurarse que opera en un nivel aceptable. La segunda, el control de calidad lleva el concepto de aseguramiento un paso mas allá, si la calidad no es adecuada, que debe hacerse para corregir el problema.

El programa de control de calidad que se presenta a continuación puede ser adaptado a casi todos los sistemas de tomografía. Como parte de la compra, los fabricantes de equipos a menudo prescriben un control de calidad diario para sus sistemas.

En las pruebas que se presentan a continuación y los protocolos basados en ellas incorporan la normativa vigente en el país establecida por la Unidad Reguladora para el Uso de Radiaciones Ionizantes (UNRA).

24.1 Principios del control de calidad.

Tres principios básicos del control de calidad son los siguientes.

1. El control de calidad debe ser realizado regularmente. Es recomendable hacer ciertas pruebas rápidas en rutinas diarias. Rutinas menos importantes o de mayor consumo de tiempo pueden ser hechas con menos frecuencia (por ejemplo, mensualmente) y las mas complejas puede ser hechas cada seis meses o un año. A menudo, la frecuencia de esta pruebas esta determinada por la filosofía de la institución o las leyes vigentes en el país. Se debe alcanzar un compromiso que balancee el esfuerzo y costo de un programa de control de calidad con los beneficios esperados, tale como mejores imágenes, reducción en el tiempo de inactividad, requerimientos legales y regulaciones.
2. La interpretación de las mediciones. Los datos usualmente muestran si el sistemas esta operando dentro de los rangos aceptables. Pero existen ciertas ocasiones en que esto no se puede observar y debe tomarse acciones para corregir los defectos. Pueden ser tan sencillas como reportarlo a físico, radiólogo o ingeniero de servicio o ser agresivas como dejar el equipo fuera de servicio.
3. Registro de eventos. Si se invierte tiempo y esfuerzo en la realización de las pruebas, entonces se deben registrar los resultados. Estos deben ser mantenidos en registro escrito o digital, idealmente desde que el sistema comenzó a funcionar. Estos resultados son invaluables si el sistema presenta mal funcionamiento en el futuro. Una comparación con las

mediciones realizadas en el pasado puede demostrar fácilmente un cambio en el desempeño (usualmente degradación).

24.2 Selección de la técnica de control de calidad.

La selección de la técnica de control de calidad depende del tipo de sistema y las pruebas a realizar. Se puedes seleccionar muchas variables para cada prueba, incluyendo kVp, mA, tiempo de scan, grosor de corte, tipo de algoritmo, etc. El numero de posibles combinaciones de técnicas es usualmente grande y lo mejor que puede hacerse es escoger una o dos técnicas representativas. En general, la técnica debe ser la misma día con día. Sin embargo la técnica usada en una prueba no debe ser necesariamente la misma que en otra. Una pauta puede ser aquella mas frecuentemente usada en exámenes de cabeza o cuerpo.

24.3 Frecuencia de las pruebas.

Es usualmente necesario limitar las pruebas mas complejas a inspecciones anuales, ocasiones es inicialmente puesto en marcha y situaciones donde se sospecha degradación de la calidad de imagen. También estas pruebas deben hacerse después de reemplazar componentes importantes tales como el tubo de rayos x o después de un ajuste intensivo del sistema.

24.4 Valores limites de una prueba.

El definir cuales son los limites aceptables es una pregunta compleja que depende de la tecnología del sistema, el tipo de instrumentos utilizados y la técnica de imagen.

Quizás mas importante que el valor actual de la variable medida es el cambio de esa variable entre mediciones. Un sistema que opera de la misma manera hoy que ayer debe producir los mismos resultados cuando la medición se repite. Después de establecer los limites aceptables, una rápida inspección de las mediciones puede determinar valores desviados. Un registro de los valores tomados en el pasado provee una buena referencia de cuales deben ser. Por supuesto, nunca es del todo seguro que el sistema estaba operando en optimas condiciones cuando

esas mediciones fueron tomadas. Pero si esos resultados fueron tomados cuando la unidad estaba nueva o "funcionando correctamente", estos pueden servir como referencia.

24. 5 Pruebas mínimas de control de calidad.

1. **Numero CT del agua.**
   a. **Equipo:** Fantoma de agua. Consiste en un cilindro de plástico de 20 cm de espesor lleno de agua.
   b. **Medición:** realizar un scan a través del fantoma. El sistema examina la imagen reconstruida el promedio de los valores CT del agua en una región de interés (ROI) definida, usualmente un circulo de 200 a 300 píxeles al centro de la imagen (figura 119). Dos materiales pueden como puntos de calibración de los números CT, el agua y el aire. Ocasionalmente se puede mover la ROI fuera del fantoma de agua a otra que tiene solo aire. Si el sistema esta bien calibrado el resultado debe ser -1000.
   c. **Resultados esperados:** El promedio de los números CT debe ser muy cercano a cero.
   d. **Limites aceptables:** El numero del aire debe ser –1000 ±5.
   e. **Posibles causas de error**: Fallas en el algoritmo que genera el numero CT
   f. **Frecuencia:** diario.

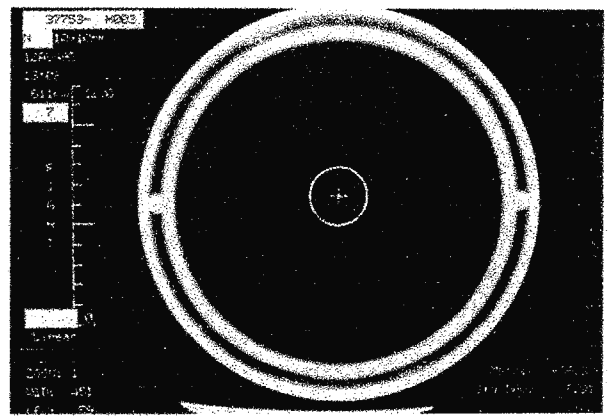


Figura 119. Imagen de un fantoma de agua. La región de interés es colocada en el centro para medir el numero CT promedio.

2. **Desviación estándar del numero CT del agua.**
    a. **Equipo:** Fantoma de agua. Consiste en un cilindro de plástico de 20 cm de espesor lleno de agua.
    b. **Medición:** realizar un scan a través del fantoma. El sistema examina la imagen reconstruida el promedio de los valores CT del agua en una región de interés (ROI) definida, usualmente un circulo de 200 a 300 píxeles al centro de la imagen.
    c. **Resultados esperados:** los valores típicos están en el rango de 2 a 7 números CT. El valor actual depende de la dosis en la posición de la ROI, lo cual depende del kVp, mA, duración del scan, grosor de corte, tamaño del fantoma y el tipo de algoritmo de reconstrucción. También depende de la posición del ROI. Por ejemplo la desviación puede ser ligeramente mas pequeña en los bordes que el centro. Hay que asegurarse que la medición sea hecha en el mismo lugar siempre.
    d. **Limites aceptables:** 0 ± 5 Idealmente debe ser muy pequeña. Si la desviación comienza a crecer, esto indica una imagen con mucho ruido con gran variación entre los números CT y pobre resolución de bajo contraste.
    e. **Posibles causas de error:** Disminución de la dosis o incremento del ruido electrónico en el detector, amplificadores o convertidores A/D
    f. **Frecuencia:** Diario.

3. **Resolución de alto contraste.**
    a. **Equipo:** Fantoma con patrón de resolución de alto contraste (diferencia de contraste de 10% o mayor), figura 120.
    b. **Medición:** determinar en la imagen la fila de agujeros de menor diámetro que pueden visualizarse. Asegurarse que todos los agujeros puedan verse en la imagen (figura 121).
    c. **Resultados esperados:** La mayoría de los sistemas recientes tienen la capacidad de obtener resoluciones de alto contraste menores a 1

mm usando una técnica de típica para cabeza. Deben ser capaces de visualizar un grupo completo de agujeros en el rango de 0.75 a 1 mm. Con la mas alta técnica de resolución, algunos equipos pueden ser capaces de visualizar agujeros de 0.25 mm.

d. **Limites aceptables:** Deberán ser visibles orificios de 1 mm de diámetro. Deben ser establecidos cuando el sistema esta trabajando en optimas condiciones. Esta medición inicial debe ser la base para futuras mediciones. Adicionalmente, se pueden utilizar las especificaciones del fabricante para verificar que el desempeño sea al menos como el de las especificaciones.
e. **Posibles causas de error:** excesivo desgaste mecánico en el movimiento del gantry, desalineamiento mecánico, pobre desempeño electromecánico o fallas en los detectores.
f. **Frecuencia:** Mensual

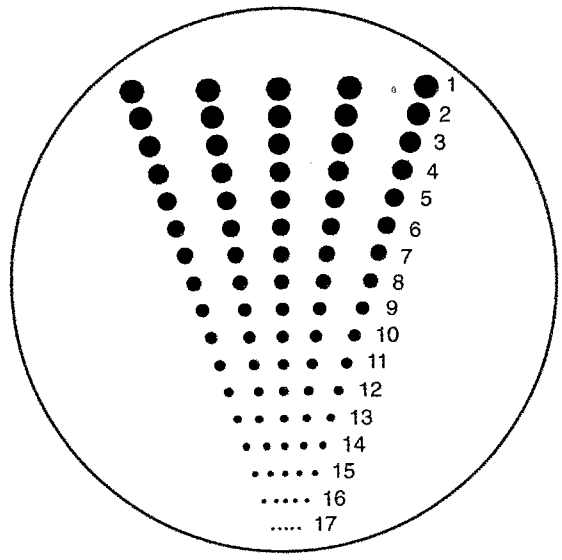


Figura 120. Fantoma de alto contraste.

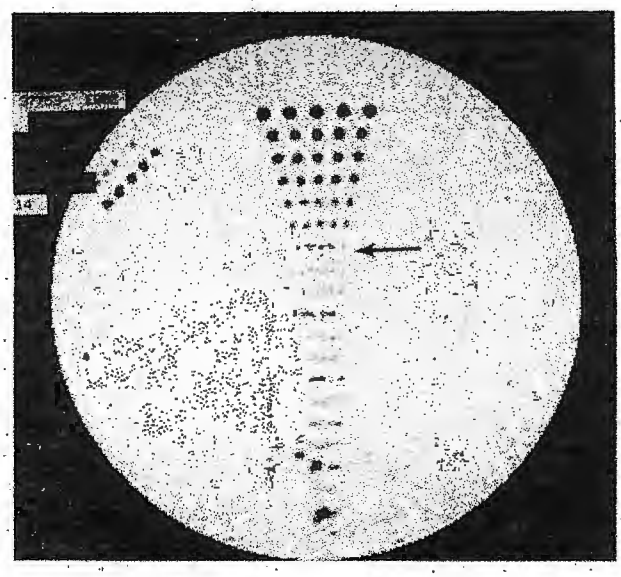


Figura 121. Imagen reconstruida de un fantoma de alto contraste.

4. **Resolución de bajo contraste.**
   a. **Equipo:** Fantoma con patrón de resolución de bajo contraste (figura 122), el cual consiste en una serie de agujeros de 2 a 8 mm diámetro, llenos de agua a la cual se le ha agregado cierta cantidad de otro material que hace que tengan números CT parecidos (0.5% de diferencia) al del plástico del que esta hecho el fantoma. El contraste debe seleccionarse de tal manera que la imagen muestre el 50% de los agujeros.
   b. **Medición:** determinar en la imagen el grupo mas pequeño de agujeros que pueden verse claramente.
   c. **Resultados esperados:** el grupo mas pequeño de agujeros que pueden detectarse en sistemas modernos es de alrededor 4 a 5 mm en diámetro con atenuación diferente en 1% del medio que lo rodea.

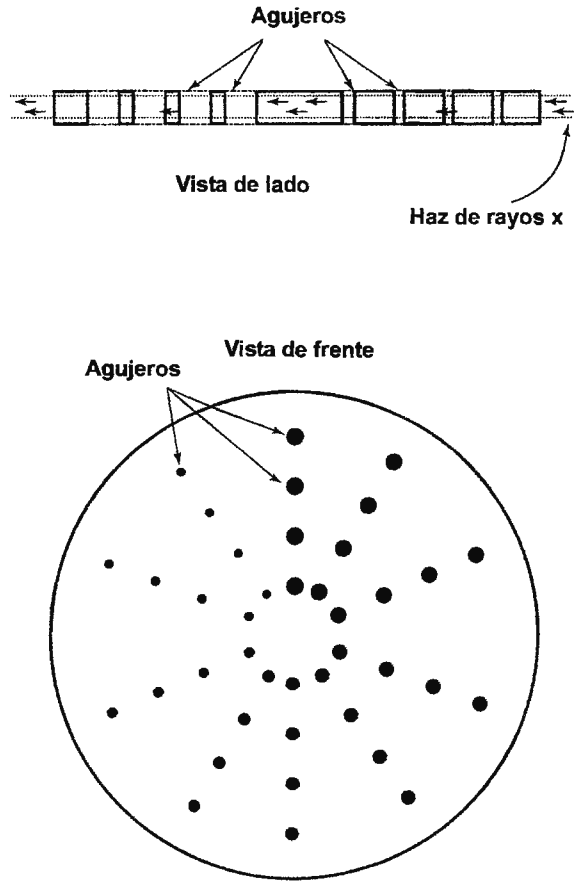


Figura 122. Fantoma de bajo contraste.

d. **Limites aceptables:** el numero de agujeros que se puede visualizar varia grandemente entre técnicas. Un incremento en los mA en la técnica reduce el ruido en la imagen y permite visualizar agujeros mas pequeños. Por ello debe escogerse un scan de referencia con una técnica establecida cuando el equipo funciona correctamente y tomarlo como base para futuras comparaciones. Una vez que la técnica es escogida no debe cambiarse. También es importante utilizar también el mismo algoritmo de reconstrucción.
e. **Posibles causas de error:** alto nivel de ruido en la imagen debido a disminución de la dosis, disminución de los mA u otro factor que reduce la radiación. Incremento del ruido electrónico que puede provenir de los detectores, amplificadores y convertidores A/D.

f. **Frecuencia:** Mensual.

5. **Exactitud en la medición de distancias.**
   a. **Equipo:** objeto con dos o mas elementos pequeños que tienen una distancia espacial conocida. Uno de ellos es un fantoma con un patrón "+" de objetos pequeños separados 1 cm entre si (figura 123).
   b. **Medición:** Medir la distancia entre dos puntos contiguos utilizando el método de medición de distancia del sistema, en toda la imagen.
   c. **Resultados esperados:** la distancia medida debe concordar con la distancia entre puntos.
   d. **Limites aceptables:** diferencias de 1 mm o menos.
   e. **Posibles causas de error:** Fallas en el algoritmo de reconstrucción.
   f. **Frecuencia:** anual.

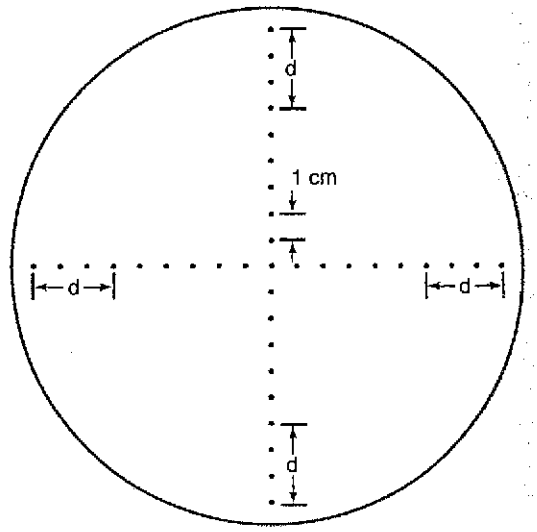


Figura 123. Patrón de agujeros para medir de distancias.

6. **Distorsión del monitor de video.**
   a. **Equipo:** objeto con un patrón geométrico regular de distancias conocidas, como el utilizad en la prueba 5.
   b. **Medición:** utilizar una reglas contra el monitor y medir las distancias de la imagen.

c. **Resultados esperados:** la distancia medida debe concordar con la distancia entre puntos.
d. **Limites aceptables:** la verdadera distancia medida entre las estructuras en el monitor no es muy importante, sino que las distancias equivalentes debe ser las mismas en todo el monitor. La máxima diferencia entre cualquiera de las mediciones debe ser menor al 1% del diámetro del fantoma medido en el monitor.
e. **Posibles causas de error:** distorsiones causadas por el monitor en si, usualmente por voltajes inapropiados o irregularidades en la linealidad del voltaje.
f. **Frecuencia:** mensual.

7. **Distorsión en la impresión.**
   a. **Equipo:** el mismo patrón utilizado en las pruebas 5 y 6.
   b. **Medición:** hacer una impresión de la imagen del fantoma. Medir la distancia entre puntos en toda la imagen.
   c. **Resultados esperados:** la verdadera distancia medida entre las estructuras no es muy importante, sino que las distancias equivalentes debe ser las mismas en toda la impresión.
   d. **Limites aceptables:** La máxima diferencia entre cualquiera de las mediciones debe ser menor al 1% del diámetro del fantoma medido en la impresión.
   e. **Posibles causas de error:** Desajustes en el dispositivo de impresión.
   f. **Frecuencia:** mensual.

8. **Igualdad del numero CT del agua.**
   a. **Equipo:** el mismo fantoma utilizado en la prueba 1.
   b. **Medición:** medir el numero CT del agua en áreas arriba, abajo, derecha e izquierda del fantoma. Esta áreas debe tener un área de 100 píxeles. Comparar los resultados con los de la prueba 1.

c. **Resultados esperados:** idealmente, los números CT del agua deben ser cero en todos los puntos del fantoma.
d. **Limites aceptables:** menos de 5 números CT del promedio de todas las mediciones.
e. **Posibles causas de fallo:** Falta de dureza en el haz de rayos X.
f. **Frecuencia:** anual.

9. **Salida de impresión.**
   a. **Equipo:** Imagen con patrón de tonos de grises.
   b. **Medición:** generar una imagen del patrón de grises. Utilizando un densitómetro, medir la densidad de cada tono de gris.
   c. **Resultados esperados:** la misma imagen debe ser reproducida en la impresión. Los niveles de gris medidos en la imagen deben permanecer sin cambio entre imágenes.
   d. **Limites aceptables:** si la medición de la intensidad en el patrón difiere mas de 0.12 de densidad óptica del estándar adoptado debe investigarse la causa de la desviación.
   e. **Posibles causas de error:** problemas con el procesamiento del film.
   f. **Frecuencia:** mensual.

10. **Exactitud de dispositivo de localización.**
    a. **Equipo:** un fantoma para localización. Un ejemplo de este es un set de dos agujeros perforados en una estructura plástica perpendiculares entre ellos pero a 45° del plano de la imagen. Un corte transversal del fantoma se presenta en la figura 124. Los dos agujeros estas separados un poco y no se interceptan. El blanco esta localizado en el centro del punto donde parece que los agujeros se interceptan.

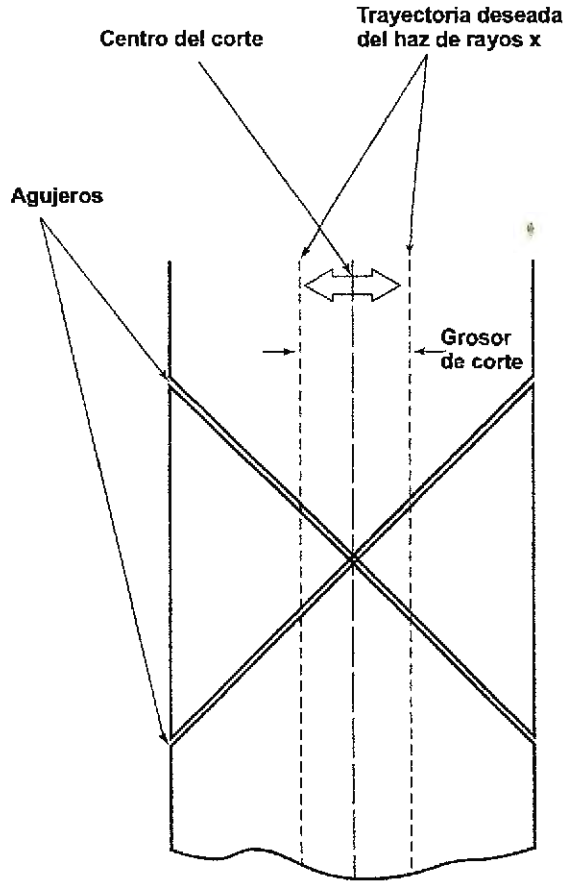


Figura 124. Fantoma de localización.

b. **Medición:** Generar una imagen utilizando el dispositivo de localización. Utilizando esta imagen, programe el sistema para hacer un corte de tal manera que el centro del corte pase exactamente por la intersección de los agujeros. Ambos cortes deben aparecer en la imagen. Si el dispositivo funciona correctamente, la imagen de los dos agujeros deben aparecer exactamente uno al lado del otro (figura 125). Si los agujeros no están alineados, entonces el centro no esta bien localizado. La distancia que el centro de la imagen se aleja de la posición de localización puede ser cuantificada midiendo la distancia entre las puntas de los agujeros (figura 126). Esto se puede hacer en el monitor o en una impresión.

c. **Resultados esperados:** en el caso ideal, los agujeros deben estar perfectamente alineados.
d. **Limites aceptables:** la distancia debe ser menor a 3 mm.
e. **Posibles causas de error:** desajuste en el mecanismo de posicionamiento de la mesa o error de software.
f. **Frecuencia:** Mensual.

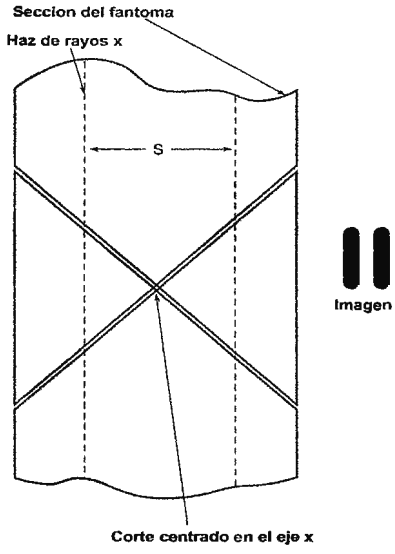


Figura 125. Imagen de un corte centrado.

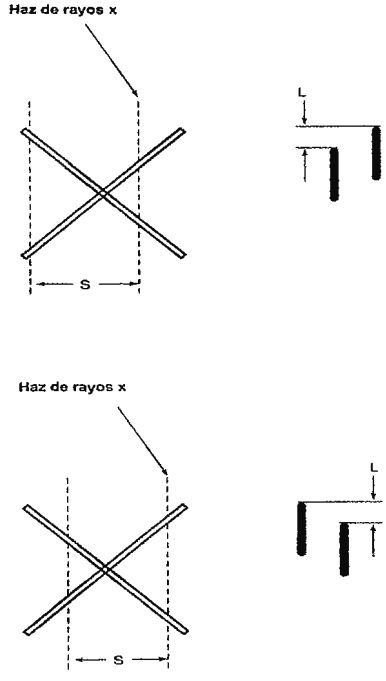


Figura 126. Imagen de un corte descentrado.

11. Indexado de la mesa.

a. **Equipo:** Una película de rayos X.

b. **Medición:** la película de rayos x, en una caseta, es pegada a la mesa del paciente. Se programa el sistema para realizar una serie de 10 a 12 cortes del menor grosor posible con una distancia conocida entre ellos, por ejemplo 10 mm. Cuando se inicia el examen el haz de radiación expone una serie de bandas estrechas en la película (figura 127). Con una regla se mide la distancia entre bandas para determinar cuanto se ha movido la mesa entre bandas.

c. **Resultados esperados:** la distancia de centro a centro de las bandas expuestas debe ser la distancia seleccionada.

d. **Limites aceptables:** la distancia entre bandas debe ser menor o igual a 1 mm.

e. **Posibles causas de error:** deslizamiento excesivo en el mecanismo de la mesa o desajuste en los transductores de posición.

f. **Frecuencia:** Anual

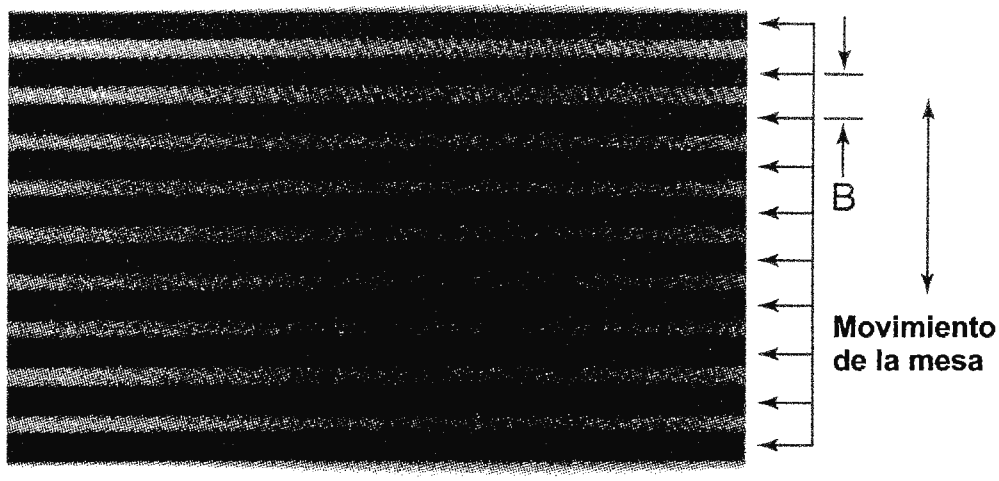


Figura 127. Medición del indexado de la mesa.

12. Movimiento de la mesa

a. **Equipo:** dos tiras de cinta adhesiva, marcador y regla.

b. **Medición:** Cargar la mesa con al menos 50 kg para simular el peso del paciente. Se colocan las dos tiras adyacente una de otra. Una sobre la parte en movimiento y la otra en la parte estacionaria (figura 128). Se hace una marca en cada tira a la misma distancia. Se programa la mesa para moverse una distancia de 150 a 300 mm en una dirección y luego se regresa a la posición original. Al final ambas marcas deben estar en la misma posición de inicio. Si se mide una distancia entre las marcas existen un desajuste en el contragolpe de la mesa.
c. **Resultados esperados:** Ambas marcas deben estar alineadas siempre que la mesa retorna a la posición de inicio.
d. **Limites aceptables:** ± 1 mm.
e. **Posibles causas de error:** Fallas mecánicas en ruedas dentadas, fajas o poleas; fallas en los transductores de posición.
f. **Frecuencia:** anual.

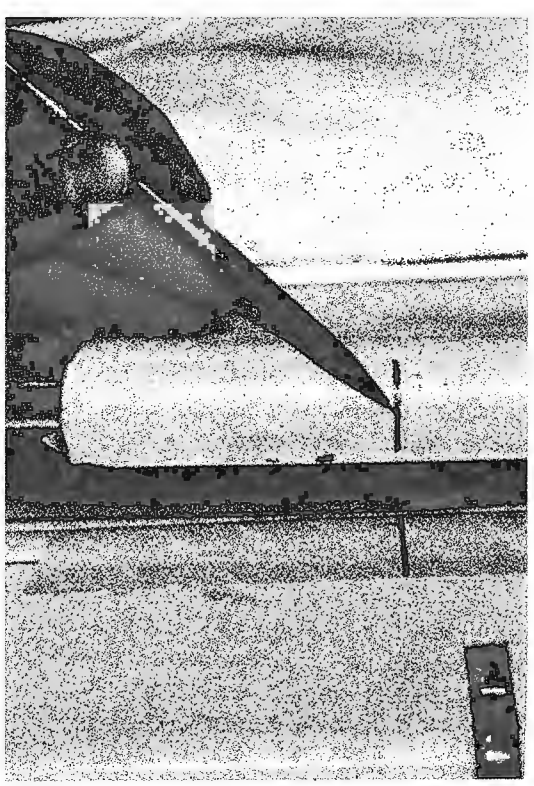


Figura 128. Verificación del movimiento de la mesa.

13. Grosor de corte.

a. **Equipo:** Fantoma de grosor de corte, que posee cuatro marcas para su correcta posición y dos bandas de aluminio para la medición del grosor.

b. **Medición:** el fantoma se coloca de tal forma que el haz de radiación pasa a través de la intersección de las dos ranuras de cada una de las cuatro marcas (figura 129.b). El fantoma tiene dos bandas de aluminio, 1 y 2. Están posicionadas una sobre la otra. Ambas bandas no son paralelas a la superficie del fantoma, están inclinadas a cierto ángulo. Un haz de radiación de grosor "X_s" corta una porción de cada banda. La proyección de esta porción en la superficie del fantoma es X_1. La longitud de X_1 puede ser medida en la imagen reconstruida del fantoma, la inclinación de las dos bandas esta dada de tal manera que se puede determinar el grosor de corte X_s (figura 130). El valor de X_1 para calcular es grosor de corte se determina como sigue:

    1. obtener el perfil de corte de la imagen de la banda de aluminio.
    2. Determinar el FWHM del perfil.
    3. Calcular el valor medio de FWHM de ambas bandas.
    4. Multiplicar el valor por el factor de zoom utilizado.

c. **Resultados esperados:** el grosor de corte de la imagen debe corresponder al ancho seleccionado con una tolerancia menor de 2 mm.

d. **Posibles causas de error:** Desalineamiento del mecanismo de colimación.

e. **Frecuencia.** Mensual

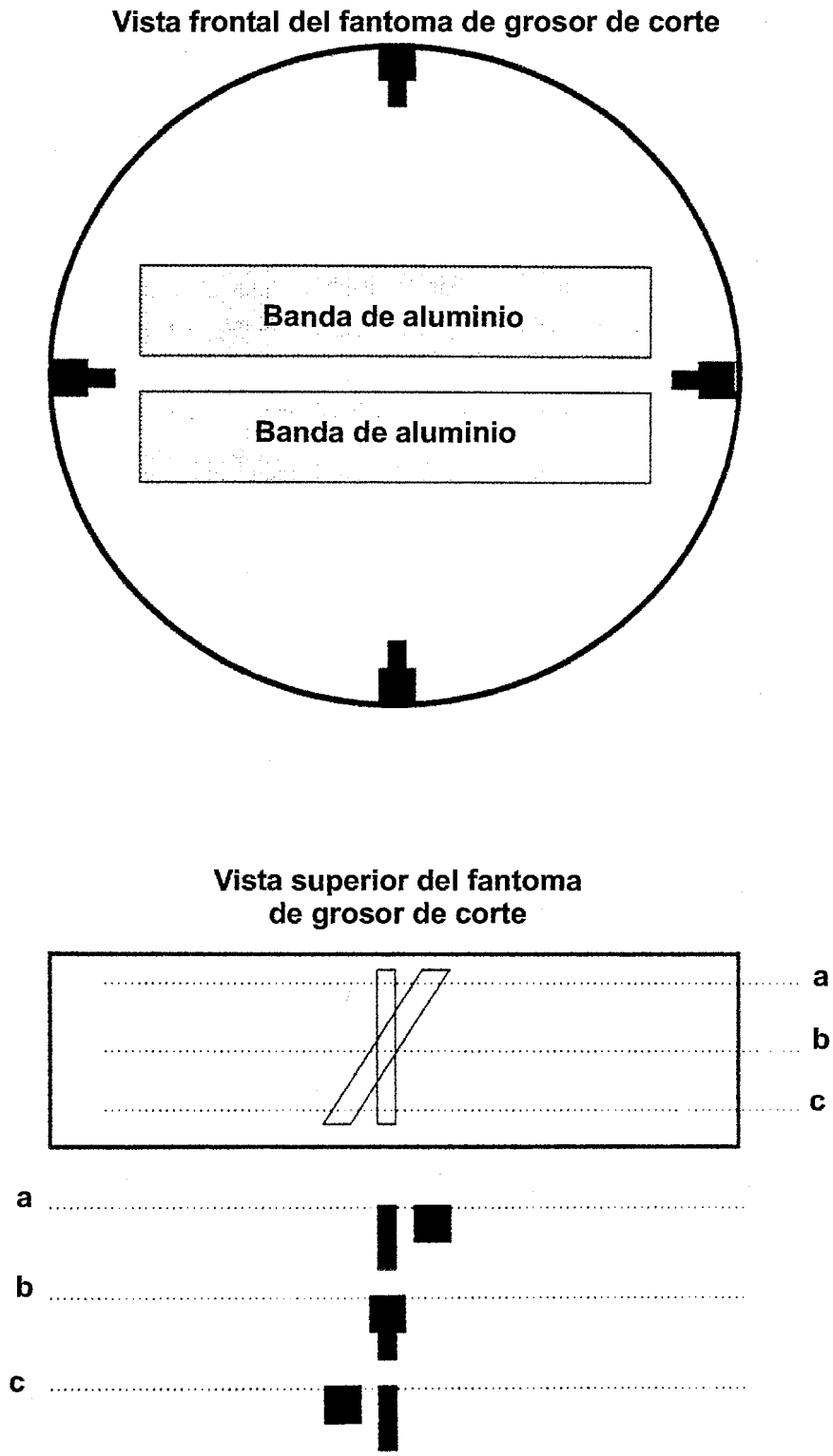
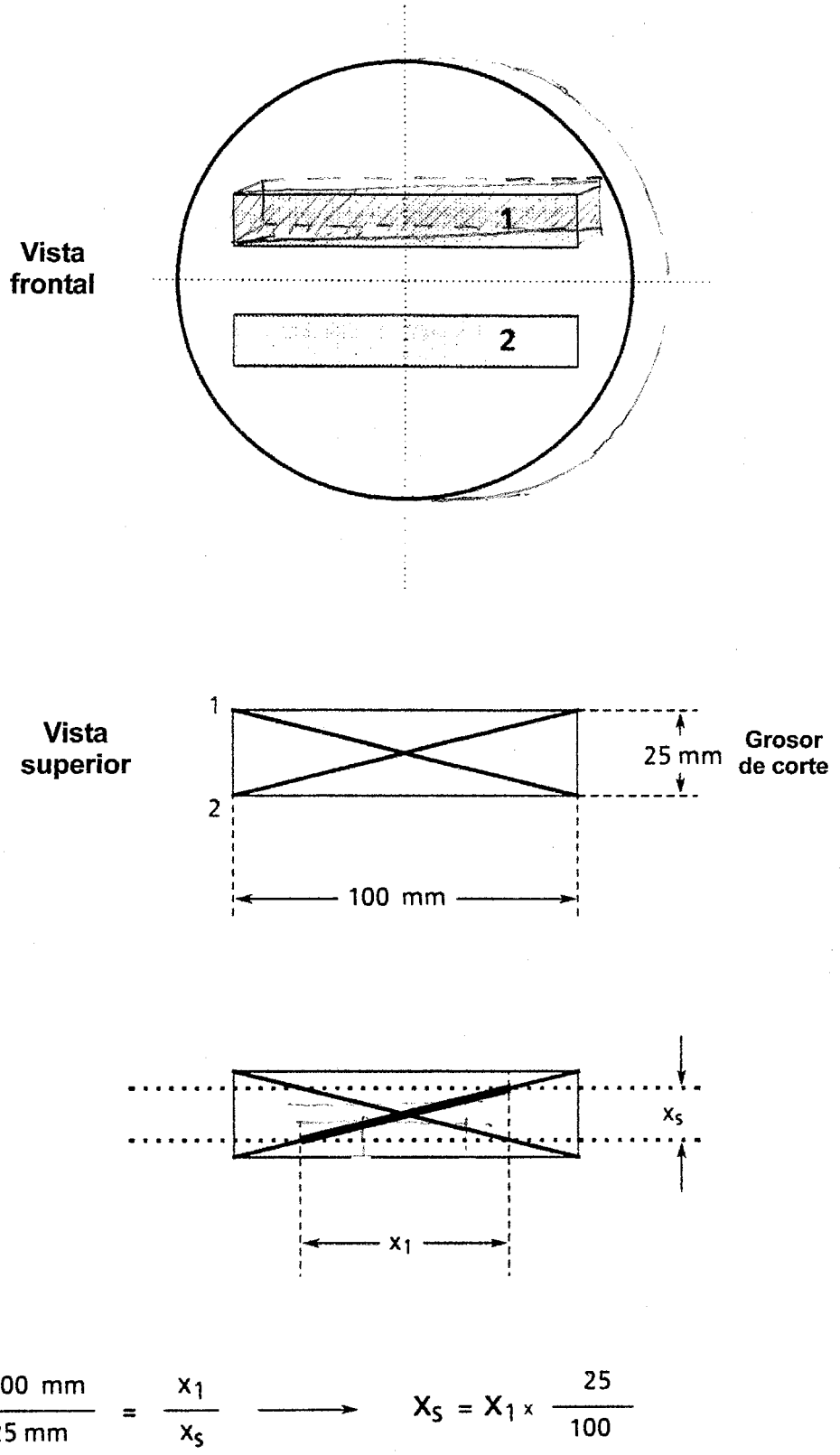


Figura 129. Diagrama de un fantoma de corte.



$$\frac{100\ mm}{25\ mm} = \frac{x_1}{x_s} \longrightarrow X_S = X_1 \times \frac{25}{100}$$

Figura 130. Diagrama de las bandas de aluminio y formula para calcular el grosor de corte.

14. Determinación de la frecuencia espacial.

La medición de la resolución espacial de un sistema esta determinada par la habilidad de este para identificar bandas individuales de un patrón (figura 131). La medición de la resolución espacial utiliza parámetros definidos como sigue:

- 1 línea par es la distancia 2d entre dos bandas en un patrón de bandas; las barda tienen un grosor d.
- La frecuencia espacial es el reciproco del valor de 2d: ν = 1 / 2d. La frecuencia espacial se mide en líneas pares / cm.

La función de modulación de transferencia (MTF) es el contraste de una distribución sinusoidal de distribución de valores de atenuación con 100% de contraste. es una función de la frecuencia espacial ν de una onda senoidal y es vista normalmente como la capacidad de resolución espacial:

- La MTF no depende de la dosis y el diámetro del objeto.
- La MTF depende de la geometría del sistema (ancho del foco y elementos detectores), el algoritmo de reconstrucción y la matriz de presentación.

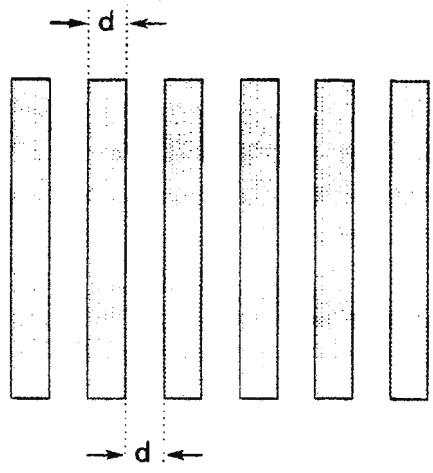
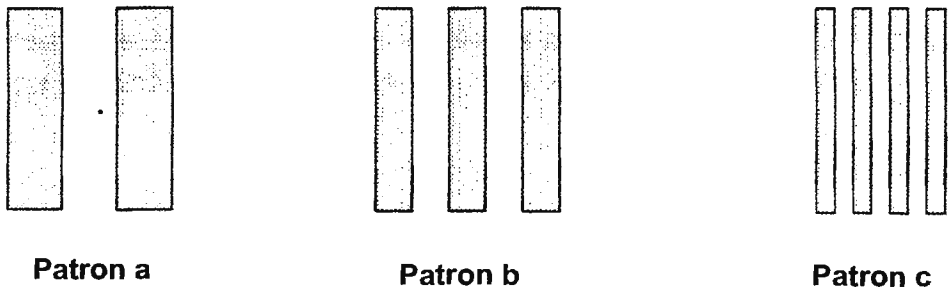
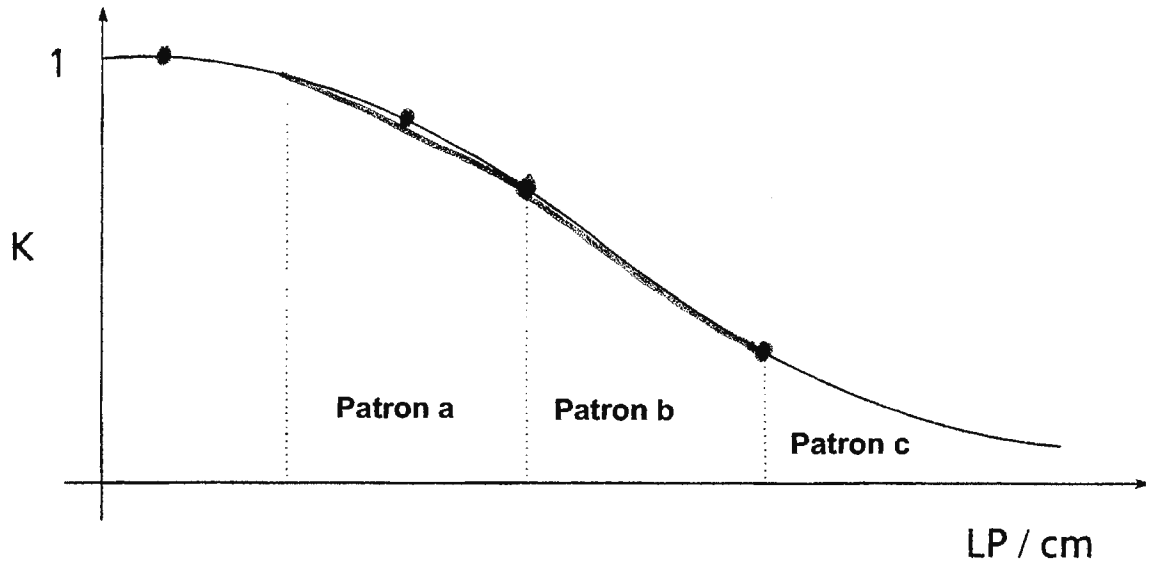


Figura 132. Patrón de bandas.

b. **Equipo:** los fantomas para esta medición pueden ser hechos de un material homogéneo con patrones de banda de ancho d y distancia 2d. Estos generan una grafica que proporciona resultados

parcialmente correctos de los valores de MTF. El contraste presentado con ese patrón de líneas es una aproximación representativa de la MTF en la posición $\nu = 1 / 2d$ (figura 133).





$$K = \frac{\text{Contraste de imagen}}{\text{Contraste del objeto}} = \text{MTF}$$

Figura 133. Resultados obtenidos mediante la utilización de patrones de bandas.

La representación exacta de la MTF se obtiene de la función de punto extendido (PSF) del fantoma de alambre.

c. **Equipo de medición:** El fantoma puede ser hecho de un material homogéneo, con alambre de 0.2 mm de tungsteno colocado de manera excéntrica.

d. **Medición:** La PSF determinada se integra y se le aplica la transformada de fourier para obtener la curva de la MTF (figura 134).

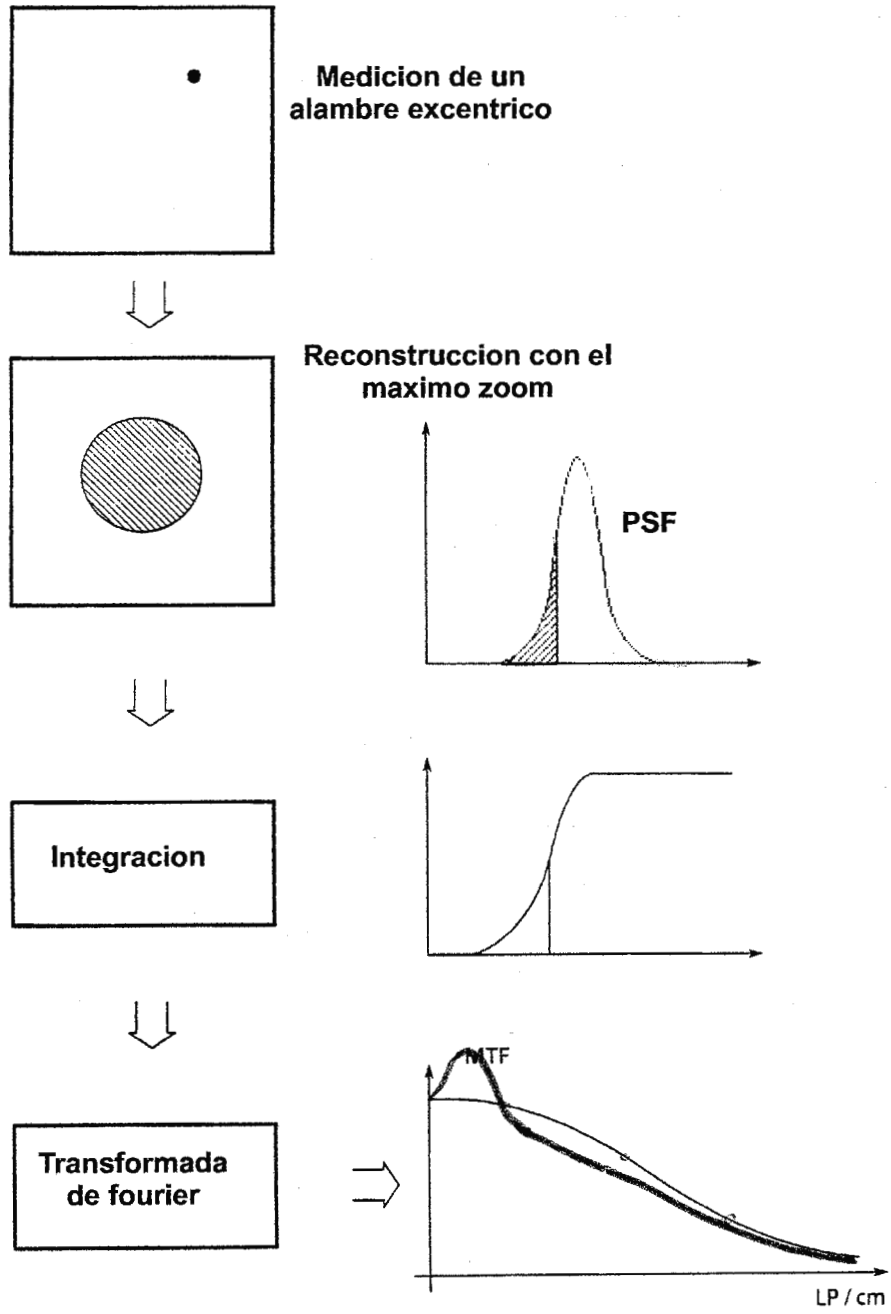


Figura 134. Determinación de la curva característica de la MTF.

25. CALIDAD DE IMAGEN EN MEDICINA NUCLEAR

25.1 Parámetros de desempeño de cámara gamma.

La calidad y detalle de una imagen obtenida con cámaras gamma esta afectada por varios parámetros asociados con estos sistemas. Estos parámetros incluyen resolución espacial, sensibilidad, uniformidad y contraste. A continuación se describen esos parámetros.

25.1.1Resolución espacial.

Es la medida de la habilidad del dispositivo de reproducir con exactitud la imagen de un objeto así como describir la variación en la distribución de la radioactividad en el objeto. La resolución espacial de una cámara gamma se define empíricamente como la mínima distancia entre dos puntos en una imagen que pueden ser detectados por el sistema. La resolución espacial total (R_o) de una cámara comprende tres componentes, llamados, resolución intrínseca (R_i) del sistema, resolución del colimador (R_g) y resolución dispersa (R_s); y esta dada por:

$$R_o = \sqrt{R_i^2 + R_g^2 + R_s^2}$$

Valores numéricos pequeños de R_o indican una mejor resolución y viceversa.

25.1.2 Resolución intrínseca.

La resolución intrínseca, R_i, es el componente de la resolución espacial debido al detector y su electrónica, y es una medida de que tan bien el dispositivo puede localizar un evento en la imagen. La resolución intrínseca surge principalmente de las fluctuaciones estadísticas en la formación del pulso. Las variaciones estadísticas en la producción de fotones de luz después de la interacción de la radiación λ en el detector y las variaciones del numero de electrones emitidos del fotocátodo y dínodos del tubo fotomultiplicador, tienen efectos significativos en la resolución intrínseca. En las cámaras gamma, las posiciones X y Y de los pulsos es mejorada por el incremento del numero de tubos fotomultiplicadores, mejorando así la resolución intrínseca. También, los tubos con mayor eficiencia quántica y mejoras en el acoplamiento óptico con el detector proveen mejor resolución intrínseca.

La resolución intrínseca mejora con rayos γ de alta energía y se deteriora con los de menor energía, debido a fluctuaciones estadísticas grandes en la producción de fotones de luz con fotones de baja energía y viceversa. Por ejemplo, los fotones de 140 keV del Tc-99m produce casi el doble de fotones de luz en el detector que el los fotones de 69 a 80 keV del Tl-201 y esto resulta en una mejor resolución intrínseca. Sin embargo hay una pequeña mejora en la resolución intrínseca con fotones de energía por encima de los 250 keV debido a múltiples dispersiones de los fotones llevándolos a una absorción fotoeléctrica. La resolución intrínseca se mejora con ventanas del PHA estrechas debido a que se evita la radiación dispersa.

Múltiples dispersiones Compton de los fotones de rayos γ en el detector resultan en una absorción total del fotón de energía causando incertidumbre en la posición del evento y hace que la resolución intrínseca y por ende la resolución espacial empeoren. Este efecto es peor que cristales gruesos y con fotones de alta energía (> 250 keV) debido a incremento de las oportunidades de múltiple dispersión. Por esta razón, solo se emplean detectores delgados (0.63 – 1.84 cm) en cámaras gamma.

25.1.3 Resolución del colimador.

La resolución de colimador, también llamada resolución geométrica (R_g), constituye la mayor parte de la resolución espacial total y surge principalmente del diseño del colimador.

Un colimador típico de agujero paralelos como el mostrado en la figura 135. La resolución espacial de este colimador esta dada por el radio geométrico:

$$R_g = \frac{d * (t_e + b + c)}{t_e} \qquad \text{Ec.10.2}$$

donde "d" es el diámetro del agujero del colimador, "b" es la distancia entre la cara del colimador y la fuente, "c" es la distancia entre la cara posterior del colimador y el plano medio del detector y "t_e" es la longitud efectiva de los agujeros del colimador. El valor de t_e es empíricamente dado por la formula: $t_e = t - 2\mu^{-1}$, donde μ es el coeficiente de atenuación lineal de los fotones en el material del colimador (por ejemplo, plomo) y "t" es el largo o grosor del agujero del colimador.

Como se ve en la ecuación 10.2, la resolución del colimador mejora con el incremento de 2t", de los agujeros del colimador o disminuyendo el diámetro, "d", de los agujeros. Así, agujeros largos y estrechos proveen la mejor resolución espacial. También, la resolución del colimador se deteriora incrementando la distancia fuente – colimador, "b", y es mucho mejor cerca del colimador.

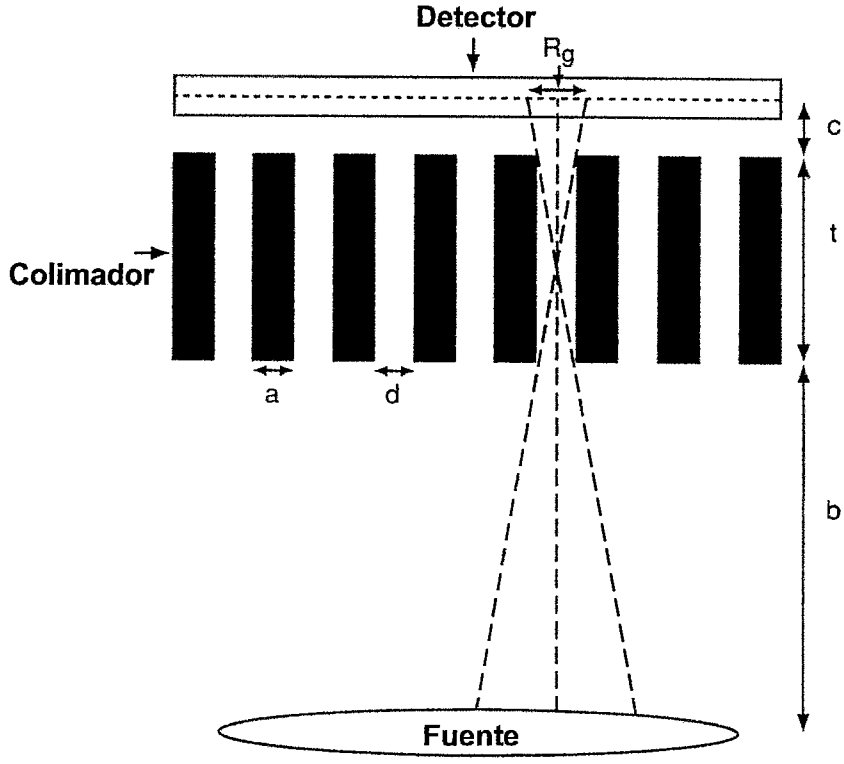


Figura 135. Un colimador de agujeros paralelos con grosor t, diámetro de agujero d, grosor septal a y una distancia fuente colimador b. El colimador es sujetado al detector, donde el plano medio esta situado a una distancia c de la cara del colimador. Rg es la resolución del colimador.

El grosor del plomo entre los agujeros se llama septum o septa, "a". La penetración septal de los rayos γ, juega un rol importante en la resolución del colimador y depende de la energía de los rayos γ. Fotones de alta energía provenientes de afuera del FOV pueden cruzar las septas e interactuar con el detector produciendo niebla en la imagen. Debido a esto, solo los rayos γ con energías entre ~50 –300 keV son convenientes para los colimadores de hoy en día. Con energías menores de 50 keV, los fotones son absorbidos en el tejido

del cuerpo, mientras que con energías mayores de 300 kev puede ocurrir penetración septal de los fotones.

Los colimadores son fabricados con un grosor septal apropiado para limitar la penetración septal a energías especificas. Los colimadores de agujeros paralelos son clasificados como de baja energía con unas cuantas décimas de milímetro de grosor de septa (para energías hasta 150 keV) y de media energía, con unos cuantos milímetros de grosor (para energías hasta 450 keV). Se entiende que para un diámetro dado de colimador, el numero de agujeros es mayor en los de baja energía que en los de alta. Normalmente los colimadores de alta energía tienen una eficiencia y resolución mas pobre que los de baja.

En otra clasificación, los colimadores son llamados de alta sensibilidad y de alta resolución. A menudo, estos son hechos con un numero idéntico de agujeros con diámetros idénticos pero con diferente grosor. Así, el colimador con agujeros mas largos es llamado de alta resolución y el de agujeros cortos, de alta sensibilidad. La resolución espacial del colimador de alta sensibilidad se deteriora grandemente con la distancia fuente colimador. Los colimadores multipropósito, son diseñados con valores intermedios de resolución y sensibilidad. Valores típicos de resolución (FWHM a 10 cm) son alrededor de 8 mm para colimadores de baja energía alta resolución y multipropósito y alrededor de 13 mm para colimadores de alta sensibilidad.

25.1.4 Resolución dispersa.

La radiación se dispersa al interactuar con el tejido de los pacientes. Es posible que radiaciones provenientes fuera del campo de visión puedan ser dispersadas en el tejido sin mucha perdida de energía y caigan dentro del campo de visión (FOV). Tales radiaciones dispersas pueden interactuar con el detector y generar pulsos de amplitud suficiente para ser detectados por el PHA. Esto degrada la resolución espacial total. Esta componente es llamada resolución dispersa (R_s) y depende de la composición del medio de dispersión, la configuración de la fuente y la discriminación del PHA. El efecto de la resolución dispersa es esencialmente el mismo para todos los colimadores.

25.1.5 Niebla (Blur).

Un termino relacionado con la resolución espacial es la niebla (blur). La niebla resulta del ensanchamiento de la imagen encada fuente puntual en una distribución de radioactividad (el paciente). Se entiende que la niebla es una función inversa a la resolución espacial. La niebla afecta el contraste de la imagen y depende del tipo de dispositivo de imagen usado y la intensidad de la fuente de radiación.

25.1.6 Evaluación de la resolución espacial.

25.1.6.1 Fantoma de barra.

La evaluación cualitativa de la resolución espacial puede ser hecha mediante inspección visual de las imágenes obtenidas utilizando fantomas de barra. Los fantomas de barra consisten en cuatro sets de barras delgadas de plomo paralelas entre si arregladas en cuatro cuadrantes. (figura 136.a). Los anchos y espacios de las barras son los mismos dentro de cada cuadrante pero varían entre los diferentes cuadrantes. El fantoma Hine-Duly consiste en cinco grupos de barras de plomo de diferente grosor y espacio arregladas en forma paralela (figura 136.b). En todos los fantomas de barra, el grosor del plomo debe ser lo suficiente para poder detener los fotones de energía para la cual es estima la resolución espacial.

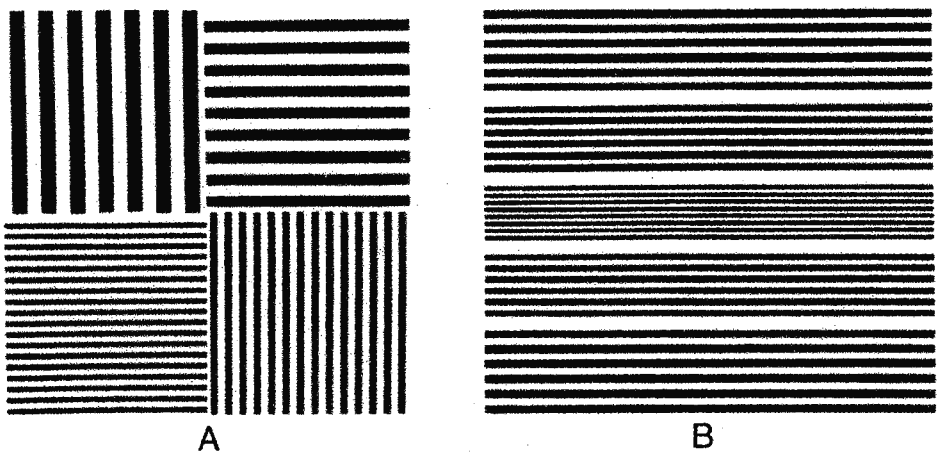


Figura 136. A) fantoma de barra, b) fantoma Hine – Duley

El fantoma de barra se coloca sobre el detector. Una fuente plana de dimensión equivalente se coloca sobre el y se toma una imagen. Esta imagen es

inspeccionada visualmente y la resolución espacial se estima a partir de las barras mas delgadas que pueden distinguirse. Obviamente esta técnica es cualitativa y no da ningún resultado cuantitativo (figura 137).

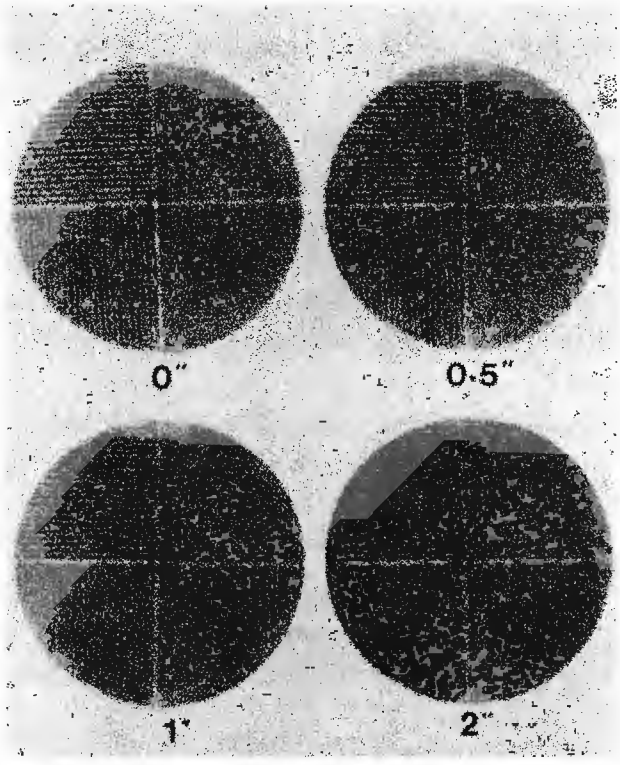


Figura 137. Imágenes del fantoma de barra a diferentes distancias del colimador.

25.1.6.2 Función de línea extendida.

Una mejora del método de estimación de la resolución espacial esta basado en el uso de una función de línea extendida (LSF por sus siglas en ingles). Un tubo largo de plástico lleno de una solución radiactiva se coloca sobre el FOV del detector. La cámara gamma se interfasa con una computadora y se registran las cuentas de la fuente lineal en una sola vista y luego la computadora genera la LSF. Las cuentas obtenidas a diferentes distancias se grafican contra la distancia a partir del eje central del colimador para obtener una LSF en forma de campana (figura 138). El FWHM de la curva LSF nos da la resolución espacial del sistema.

El método de la resolución espacial mediante la LSF varia con el diseño del colimador y es por ello, diferente para colimadores de agujeros paralelos, convergentes y divergentes.

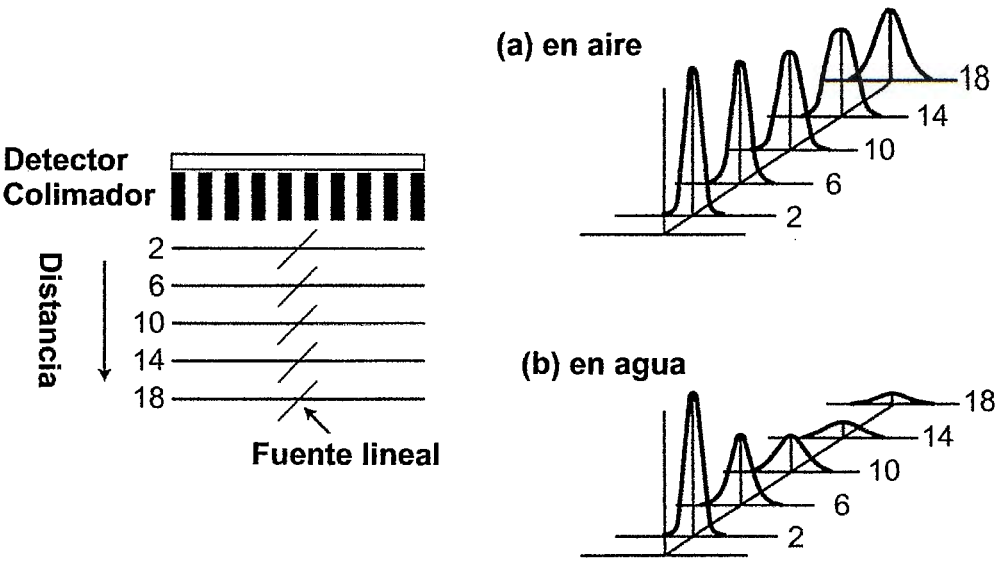


Figura 138. Función de línea extendida de una cámara equipada con un colimador multipropósito obtenida a diferentes distancias.

25.1.6.3 Función de modulación de transferencia.

Una evaluación mas completa y cuantitativa de la resolución espacial se hace utilizando la función de modulación de transferencia (MTF). El concepto de la MTF se ilustra en la figura 139. Supóngase una fuente de actividad (el paciente) que tienen una fuente de distribución sinusoidal con picos (máxima actividad, A_{max}) y valles (mínima actividad, A_{min}), como se muestra en la figura 10.6. Tal distribución nos da una frecuencia espacial (ν) en ciclos por centímetro o ciclos por milímetro. El contraste o modulación (M_s), en la fuente de actividad esta dado por:

$$M_s = \frac{A_{\max} - A_{\min}}{A_{\max} + A_{\min}}$$

un dispositivo perfecto describiría la misma distribución de actividad en la imagen de A_{max} y A_{min} que en la fuente. Debido a que los dispositivos de imagen no son perfectos, se describirá una distribución de actividad en la imagen con C_{max} en el pico y C_{min} en el valle, los cuales son menor en magnitud que A_{max} y A_{min}. La modulación de la imagen (Mi) se expresa entonces como:

$$M_i = \frac{C_{\max} - C_{\min}}{C_{\max} + C_{\min}}$$

la MTF a una frecuencia espacial ν se calcula entonces como:

$$MTF(\nu) = \frac{M_i}{M_s}$$

cuando $M_s = M_i$, MTF = 1. Esto es verdad si los ciclos sinusoidales están bien separados y si el sistema reproduce la imagen exactamente. Así, el sistema con MTF = 1 nos da la mejor resolución espacial. Cuando la distribución de actividad es tal que la frecuencia espacial se incrementa, los picos y valles se acercan. Cuando los picos y valles están muy cerca, el sistema no puede delimitarlos y la MTF tiende a 0, produciendo una resolución espacial muy pobre. Los valores de MTF entre 0 y 1 nos dan resoluciones espaciales intermedias. Es importante hacer notar que objetos pequeños son reproducidos mejor a altas frecuencias y objetos grandes a bajas frecuencias.

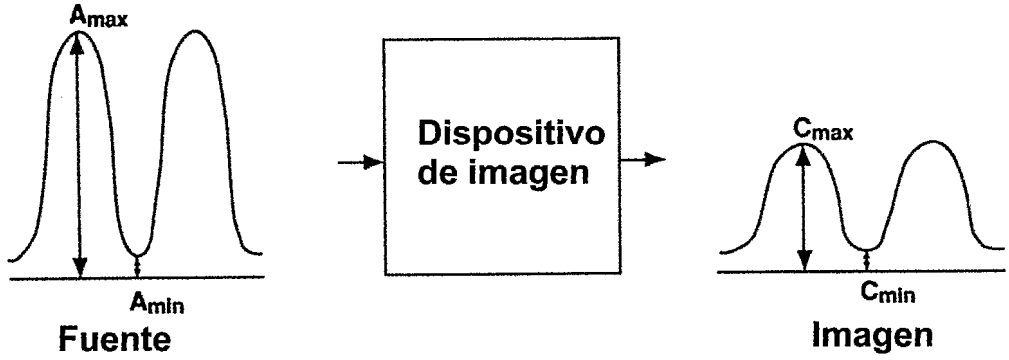


Figura 139. Ilustración del principio de la funcion de modulacion de transferencia.

Se ha demostrado que es una transformada de fourier normalizada de la LSF. En la practica, la distribución de la fuente de actividad se asume compuesta por fuentes lineales separadas por distancia infinitesimales y se calcula entonces la MTF a partir de las LSF de todas las fuentes lineales.

La grafica de la MTF contra las frecuencias espaciales es útil para determinar la resolución espacial total del sistema y esta representada en la figura 140 para tres sistemas. Como puede verse, a frecuencias muy bajas (separación grande entre los ciclos sinusoidales), la MTF es casi unitaria para los tres

sistemas; esto es, que reproducen igualmente bien las imágenes de la fuente de radiación. A altas frecuencias (separación muy pequeña de los ciclos sinusoidales), el sistema A nos da la mejor resolución, seguido por el B y por ultimo el C.

Es conveniente mencionar que mientras el FWHM de la LSF no toma en cuenta la dispersión y la penetración septal de la radiación γ, la MTF si toma en cuenta estos dos factores y proporciona una completa descripción de la resolución espacial del sistema. Además, los componentes individuales de un sistema tienen MTF separados, y combinados nos dan la resolución espacial total. Así:

$$MTF = MTF_1 + MTF_2 + MTF_3 + \ldots$$

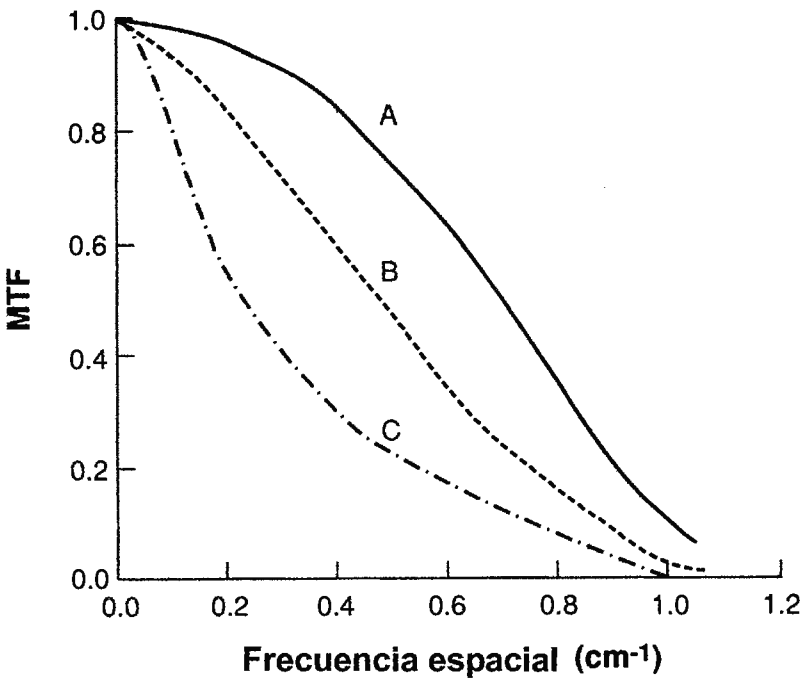


Figura 140. Grafica de la función de modulación de transferencia contra la frecuencia espacial.

25.1.7 Sensibilidad.

La sensibilidad de un sistema esta defina como el numero de cuentas por unidad de tiempo detectadas por la cámara por cada unidad de actividad presente en la fuente. Se expresa normalmente en cuenta por segundo por micro curie (cps / μCi). La sensibilidad depende de la eficiencia geométrica del detector, discriminación del PHA y el tiempo muerto del sistema.

La eficiencia de conteo del detector disminuye con el incremento de la energía de los fotones y con el incremento de la distancia fuente detector pero se incrementa con el grosor del detector. La mayoría de las cámaras modernas tienen cristales de NaI(Tl) de 0.95 cm de grosor.

Una ventana PHA estrecha reduce las cuentas registradas y por ello compromete la eficiencia de conteo.

El conteo se pierde cuando se registra una muestra de alta actividad con un sistema de tiempo muerto largo, y por lo tanto la eficiencia de conteo se reduce.

La sensibilidad de la cámara gamma se ve mayormente afectada por la eficiencia del colimador.

25.1.8 Eficiencia del colimador.

La eficiencia del colimador o eficiencia geométrica (E_g), esta definida como el numero de fontones de rayos γ que pasan a través de los agujeros del colimador por unidad de actividad presente en la fuente. Para los colimadores de agujeros paralelos esta dada por:

$$E_g = K * \frac{d^4}{t_e^2 (d+a)^2}$$

donde d es el diámetro del agujero, t_e es la longitud efectiva de los agujeros del colimador y a el grosor septal. La constante K es una función de la forma y arreglo de los agujeros del colimador y varia entre 0.24 para agujeros redondos en arreglo hexagonal a 0.28 para agujeros cuadrados en arreglo cuadrado.

La eficiencia del colimador para colimadores de agujeros paralelos se incrementa con el incremento del diámetro de los agujeros y disminuye con el incremento del grosor del colimador (t) y el grosor septal (a). Así, para un colimador dado, al incrementar la resolución espacial del sistema, su sensibilidad decrece y viceversa.

Debe notarse que la eficiencia del colimador, E_g, en los colimadores de agujeros paralelos no se ve afectada por la distancia fuente detector, permanece la misma a diferentes distancias.

25.1.9 Uniformidad y linealidad.

Las cámaras gamma deben tener una respuesta uniforme a través del campo de visión completo, es decir, una fuente puntual registrada a diferentes posiciones en el campo de visión, debería de producir el mismo conteo en todas ellas. Sin embargo, aun los sistemas mejor ajustados producen imágenes no uniformes con variación en el conteo hasta de 10%. Tales variaciones en la uniformidad degradan la resolución espacial del sistema.

Las variaciones en la uniformidad del detector se originan de diversos factores:

- Variaciones en la respuesta de los tubos fotomultiplicadores.
- Variación en la linealidad de la localización espacial de los pulsos en el campo de visión.
- Paquetes en los bordes.

Existen variaciones en la producción de luz cuando los fotones interactúan con el detector, en la transmisión de la luz a los tubos fotomultiplicadores y en la detección de la luz y ganancia de los tubos. Estas variaciones dan como resultado fotopicos de diferentes amplitudes y FWHM. Debido a que hay un gran numero de tubos en el detector, la amplitud y FWHM de los fotopicos variara de ubicación en ubicación (de tubo a tubo) sobre todo el detector. Esta variación en la respuesta de los tubos contribuye significativamente en la variación de la uniformidad. Estas variaciones son corregidas mediante factores de calibración obtenidos durante la calibración del equipo. Esencialmente, una fuente radioactiva colimada se mueve a través de la superficie del detector con una ventana de PHA constante y se determinan las variaciones en los valores del fotopico como función de su ubicación espacial.

Las variaciones en la linealidad espacial son errores sistemáticos en la posición de las coordenadas X y Y de los pulsos en la imagen y dan como resultado compresión o expansión del conteo. Por ejemplo, cuando se mueve una fuente radioactiva desde el borde hacia el centro del detector de un tubo fotomultiplicador, da como resultado un mayor numero de cuentas en el centro obteniéndose un punto caliente. El conteo es menor en los bordes del tubo, causando puntos fríos en el área.

Las distorsiones espaciales debidas a variaciones lineales son corregidas mediante microprocesadores construidos en las cámaras que utilizan matrices de corrección. Los factores de corrección para variaciones en la linealidad se

generan calculando el desplazamiento espacial de la posición observada de un evento de su posición actual. La calibración se realiza obteniendo un grupo de imágenes de fuentes lineales delgadas paralelas o un grupo de agujeros ortogonales y calculando los factores de corrección necesarios para mover la ubicación observada de cada evento a su posición actual. Estos factores se almacenan en matrices de 128 x 128 o mayores y son usadas durante la obtención de imágenes de pacientes.

Los paquetes de bordes son vistos alrededor de los bordes de una imagen como anillos brillantes y varían la uniformidad de la imagen. Son el resultado del hecho que se reflejan mas fotones de luz se reflejan cerca del borde del detector hacia el tubo. Normalmente esto se puede corregir con un anillo de plomo de 5 cm de ancho colocado alrededor del colimador.

Los factores de corrección para variaciones en la linealidad y energía se generan "balanceando" o "sintonizando" (tunning) los tubos fotomultiplicadores. Con el paso del tiempo la ganancia de lo tubos y otros circuitos puede variar. La mayoría de la cámaras modernas tienen circuitos para monitorizar la ganancia de los tubos y ajustarla automáticamente haciendo necesaria solo una rutina de ajuste mensual o trimestral.

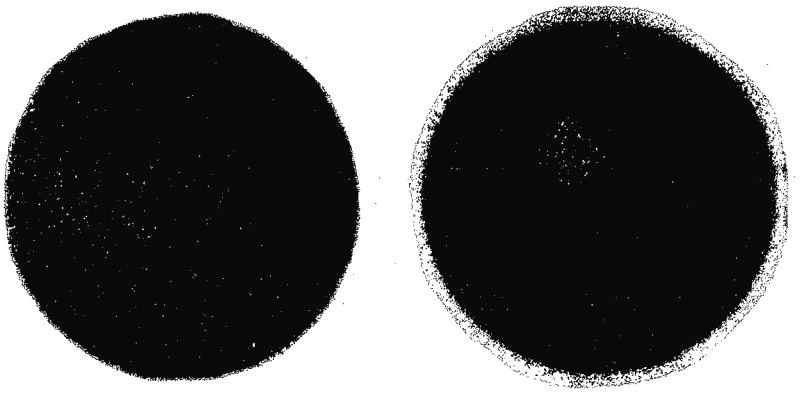
25.1.10 Efectos a conteos altos.

Las cámaras sufren perdidas en el conteo en razones de conteo altas debido al efecto de acumulación de pulso (pulse pileup). Este efecto es el resultado de la detección de dos eventos simultáneamente como uno solo con una amplitud diferente a la del evento original. Si uno o ambos eventos son fotopicos, entonces la amplitud del nuevo evento será mayor que la ventana del analizador de pulsos y el evento será rechazado resultando en una perdida de conteo. Si, por otro lado, dos fotones dispersos son procesados juntos para para producir un evento equivalente a un fotopico en amplitud, entonces el evento será contado. Pero la posición del evento será ubicada erróneamente en algún lugar entre los dos eventos. Esto genera distorsión en la imagen.

Se emplean diversas técnicas para mejorar el desempeño del sistema a altos conteos. En la mayoría de cámaras modernas, se utilizan buffers en los cuales los pulsos son procesados uno a la vez y los eventos que se sobreponen son mantenidos en "espera" hasta que el procesamiento del evento precedente se

realiza. En otros sistemas, el tiempo muerto es reducido mediante la reducción del tiempo de integración de las señales provenientes de los tubos. Otros utilizan circuitos de rechazo de esta acumulación para minimizar las perdidas aunque tienden a aumentar el tiempo muerto. Desarrollos mas recientes incluyen el usos de electrónica de alta velocidad para reducir el numero de eventos ubicados erróneamente y mejorar significativamente la calidad de imagen.

La uniformidad de respuesta en una cámara gamma se revisa obteniendo una imagen de una fuente plana utilizando la cámara con el colimador puesto (figura 141). La inspección visual de la imagen debe revelar variaciones en la uniformidad que justifican un ajuste de la cámara.



(a) **(b)**

Figura 141. Imágenes de una fuente plana de Co-57 mostrando uniformidad (a) y no uniformidad (b) en la respuesta de la cámara.

25.1.11 Contraste.

El contraste en una imagen es la variación relativa en las densidades de conteo entre áreas adyacentes de la imagen de un objeto. El contraste (C), nos da una medida de la detectabilidad de una anormalidad relativa al tejido normal y se expresa como:

$$C = \frac{A - B}{A}$$

donde A y B son las densidades de conteo registradas sobre el tejido normal y anormal, respectivamente.

Las lesiones en la imágenes se ven como manchas "calientes" o "frías" indicando aumento o disminución en la captación de radioactividad en la áreas

correspondientes. Varios factores afectan el contraste de la imagen: densidad de conteo, radiación dispersa, acumulación de pulso, tipo de impresión, tamaño de la lesión y movimiento del paciente; cada uno contribuye en cierto grado.
Las variaciones estadísticas en los conteos generan ruido el cual se incrementa con la disminución de la densidad de conteo (cuentas / cm^2) y esta dado por:

$$\left(\frac{1}{\sqrt{N}}\right) * 100$$

donde N es la densidad de conteo. Para una configuración de imagen dada, se necesita un numero mínimo de cuentas para obtener un contraste razonable. Aun con la adecuada resolución espacial, la perdida de cuentas genera un pobre contraste debido al incremento del ruido, de tal manera que pueden perderse la definición de lesiones. La densidad de conteo optima es alrededor de 1000 cuentas / cm^2. Esta densidad de conteo depende de la suma de actividad administrada y de la captación del órgano de interés. El contraste se mejora incrementado la actividad de la dosis administrada y también con la captación diferencial entre los tejidos normales y anormales. Sin embargo al aumentar la actividad se aumenta la dosis de radiación al paciente, por lo que el aumento de la densidad de conteo se logra generalmente aumentando el tiempo de examen.
El ruido en el fondo de la imagen aumenta con la radiación dispersa y degrada el contraste de la imagen. La mayor parte de la radiación dispersa se genera en el paciente. Una ventana de PHA estrecha puede reducir la radiación dispersa pero también se reduce la sensibilidad, es decir la eficiencia de conteo. Una de las rutinas mas comunes usadas en exámenes a paciente es una ventana de 20% centrada en el fotopico.
El contraste en la impresión es un componente del contraste total de la imagen y depende del tipo de impresión utilizada. Las características de respuesta de las películas de rayos X proveen el mejor contraste de impresión.
El contraste de la imagen para distinguir una lesión depende de su tamaño relativo a la resolución del sistema y el fondo que la rodea. A menos que el tamaño mínimo de una lesión sea mayor que la resolución del sistema, el contraste puede no ser suficiente para apreciar la lesión, aun con una densidad de conteo alta. El tamaño de la lesión depende de la actividad del fondo que la rodea y si es una lesión "fría" o "caliente". Una lesión relativamente pequeña

"caliente" puede ser mejor contrastada ante un fondo de baja actividad mientras que una lesión "fría" puede perderse ante un fondo con alta actividad.
El movimiento del paciente durante la adquisición reduce el contraste de la imagen. Esto principalmente resulta en la sobreposición de áreas normales y anormales por el movimiento del órgano. Se puede compensar de alguna forma inmovilizando al paciente o colocándolo en una posición confortable.

25.2 CONTROL DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR.

En la practica diaria, el uso del SPECT permite a medico nuclear, visualizar la biodistribución del radio fármaco tras su administración, en los distintos cortes tomográficos.
Es por ello que se necesita asegurar la calidad de la imagen como elemento indispensable para realizar el correcto diagnostico.
La mayoría de los sistema SPECT actualmente son cámaras gamma planares con la posibilidad de orbitar alrededor del paciente y con un software capaz de procesar y reconstruir cortes tomográficos a partir de un conjunto de proyecciones.
Existen pruebas que se efectúan en el momento de la instalación del sistema que sirven para verificar si funciona correctamente. Los mismos se usan además como referencia o valores basales de los distintos parámetros a medir.
Entre ellos se menciona:

- Verificar que todos los componentes que han sido solicitados en el pedido sean enviados e instalados correctamente.
- Verificar que todos los interruptores de seguridad funcionen adecuadamente.
- Verificar que todos los colimadores puedan ser colocados y removidos de los detectores con facilidad.
- Verificar el blindaje del cabezal.
- Adquirir imágenes, analizar parámetros y compararlos con las imágenes y las especificaciones que el fabricante proporciona.
- Verificar que todas las funciones sean operacionales y que se encuentre cargado el programa de control de calidad.

Las pruebas periódicas de control de calidad responden al diseño de un programa de control de calidad, los cuales se dividen en procedimientos obligatorios y optativos con frecuencias de ejecución diarios, semanales y anuales.

Hay que tomar en cuenta que hay un mínimo de ensayos de control de calidad planares que deben ser realizados obligatoriamente en forma diaria o semanal en forma independiente de cómo se utiliza la cámara.

25.2.1 Pruebas mínimas de control de calidad

Preparación de fuente puntual.

Ciertos controles de calidad requieren el uso de una fuente puntual: peaking, tuning, centro de rotación (COR por sus siglas en ingles) y flood intrínseco. A continuación se presentan las instrucciones para preparar estas fuentes utilizando contenedores especiales (viales) generalmente proporcionados por el fabricante o una jeringa.

Preparación:

1. coloque una pieza pequeña de algodón (aproximadamente de 3 mm de diámetro) adentro del vial.
2. coloque gotas de $^{99}Tc^{m}$ sin saturar el algodón. La dosis debe ser de acuerdo a la siguiente tabla:

Proceso	Actividad (MBq)	Actividad (μCi)
Peaking	0.55 – 0.75	15 – 20
Tuning	0.55 – 0.75	20
COR	33.0 – 40.0	900 – 1100
Flood intrinseco	0.55 – 0.75	15 – 20

1. **Resolución espacial intrínseca.**
   a. **Condiciones:** el radionúclido empleado debe ser Tc-99m. Se emplea un receptáculo que protege paredes, cielo y personal de la radiación dispersa (figura 142). Se pueden usar una o mas laminas de cobre para ajustar las cuentas. La ventaja de energía debe ser 15% del fotopico y las cuentas no deben exceder las 20,000 cps.

b. **Equipo:** Patrón de prueba que consiste en una mascara de plomo colocada lo mas cercano posible al cristal cubriendo el UFOV completo (figura 143). Este patrón tiene rendijas de 1 mm separadas 30 mm entre cada una. El grosor de la mascara debe ser de 3 mm para Tc-99m.

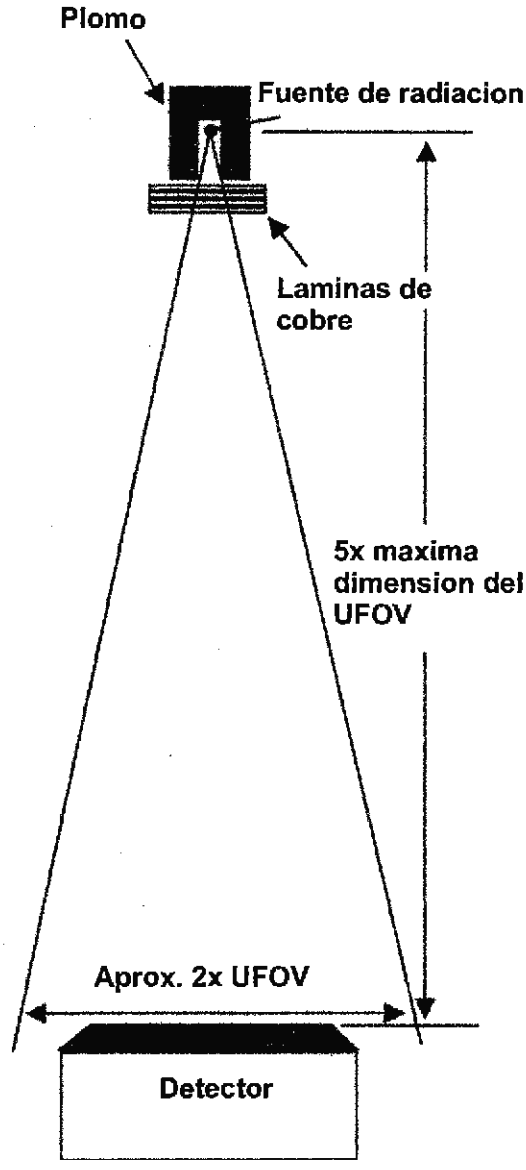


Figura 142. Geometría de la fuente.

a. **Procedimiento de medición:** la mascara con las líneas paralelas debe ser colocada sobre el detector perpendicular al eje de medición. La fuente puntual debe estar alejada una distancia de al menos 5 veces el UFOV sobre la mascara (figura 142). La

resolución digital perpendicular a las rendijas debe ser menor o igual a 0.1 FWHM. La resolución digital paralela a las rendijas debe corresponder a un grosor de canal menor o igual de 30 mm. Se deben registrar al menos 1000 cuentas por canal.

Se debe medir las funciones de línea FWHM (full width at half maximun, por sus siglas en ingles) y FWTM (full width at tenth maximum).

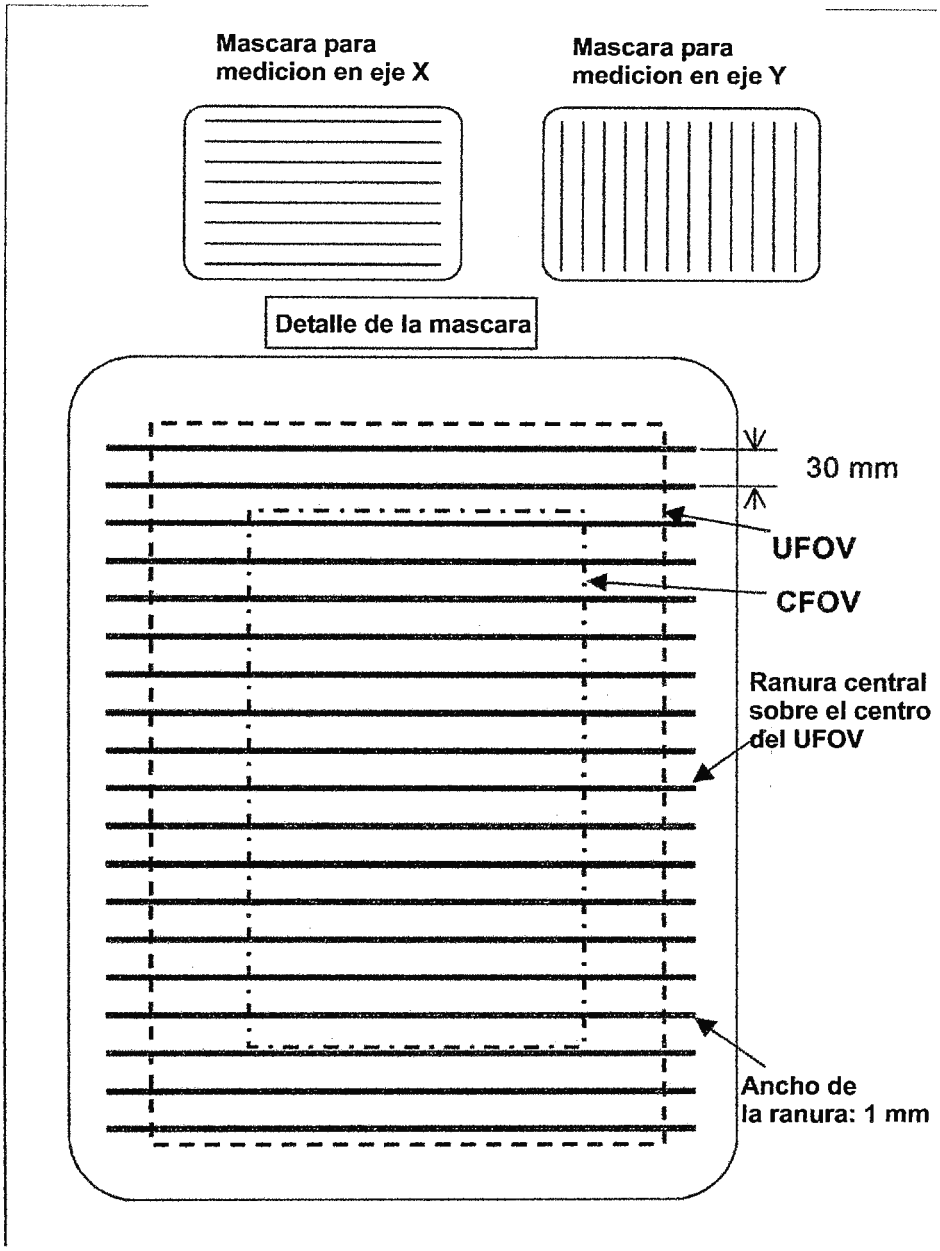
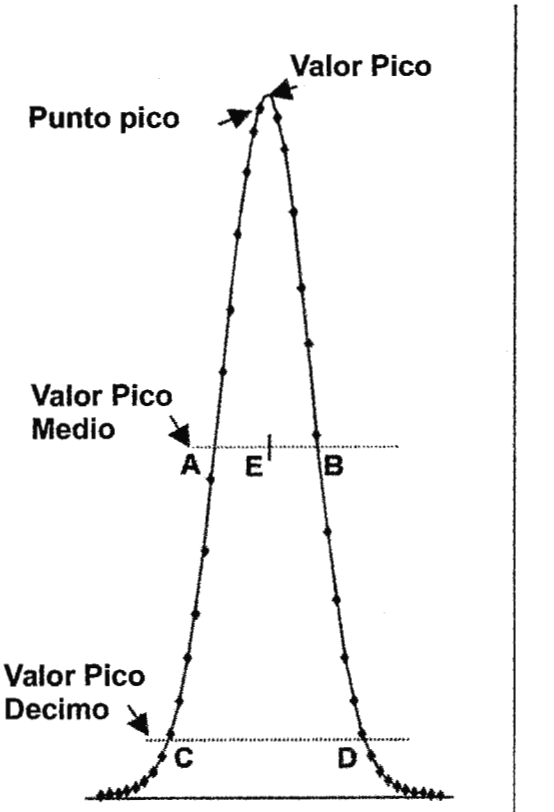


Figura 143. Mascara de plomo para medicion de la resolución espacial y linealidad.

b. **Calculo y análisis:** Si la resolución digital perpendicular a las rendijas es menor o igual a 0.1 FWHM, entonces el valor pico es el máximo valor de píxel. Si la resolución digital perpendicular es mayor que 0.1 FWHM, entonces se debe emplear una aproximación parabólica de 3 puntos, utilizando el punto máximo de cada curva de la función de línea y los dos valores mas próximos a cada lado de la curva (figura 144).



Los puntos A, B y C son encontrados mediante interpolación lineal de los puntos alrededor del pico medio y pico décimo.

B – A = FWHM en canales

D – C = FWTM en canales

$\frac{A + B}{2}$ = E : pico central

Figura 144. Determinación del FWHM y FWTM

El half maximum y el tenth maximum deben ser determinados a partir de los dos puntos mas cercanos del pico medio y pico

décimo respectivamente, utilizando el valor pico de la función de línea como máximo.

La distancia entre picos adyacentes debe ser promediada sobre el UFOV entero para determinar el factor de calibración en milímetros por canal. La distancia calculada promedio debe corresponder a los 30 mm de distancia entre rendijas. Este factor de calibración debe usarse para convertir los valores de FWHM y FWTM de unidades por canal a milímetros por canal.

c. **Reporte:** el valor promedio calculado de FWHM y FWTM para Tc-99m debe reportarse para el UFOV y CFOV en milímetros con una precisión de 0.1 mm.

2. **Resolución de energía intrínseca.**
   a. **Condiciones de prueba:** el radionúclido empleado debe ser Tc-99m. Se debe utilizar un contenedor para fuente puntual que proteja techo, paredes y personal de la radiación. Se deben usar al menos 2 mm de cobre y 3 mm de plomo para establecer el UFOV (figura 142). El conteo no debe exceder las 20,000 cps.
   b. **Equipo:** un equipo que puede digitalizar el espectro de energía con una resolución menor o igual a 0.05 FWHM.
   c. **Procedimiento:** Colocar la fuente puntual a una distancia de 5 veces la dimensión lineal mas larga del UFOV. Un segundo radionúclido, Co-57, se utiliza como referencia para determinar el factor de calibración de keV por canal. El conteo mínimo debe ser de 10,000 cps.
   d. **Calculo y análisis:** para cada espectro, la ubicación del fotopico debe ser determinada como el promedio de los valores interpolados linealmente a la mitad de altura, calculados a cada lado el fotopico (figura 144). La diferencia entre la ubicación de los dos fotopicos debe ser 18.4 keV, lo cual es la diferencia entre la energía del Tc-99m, 140.5 keV, y el Co-57, 122.1 keV. La resolución de energía intrínseca se calcula a partir del espectro del Tc-99m. El FWHM en numero de canales los valores interpolados linealmente a la mitad de altura, calculados a cada lado el fotopico de Tc-99m. Este valor debe multiplicarse por el

factor de calibración (keV por canal), dividido por la energía central del 140.5 keV, y multiplicado por 100 para obtener el porcentaje.

e. **Reporte:** la resolución intrínseca de energía calculada debe reportarse sobre el UFOV como un porcentaje.

3. Uniformidad de campo intrínseca.

La uniformidad intrínseca es la respuesta del sistema sin colimador a un flujo uniforme de radiación desde una fuente puntual. Se deben determinar dos parámetros: la uniformidad integral y la uniformidad diferencial.

Uniformidad integral el la medida de la desviación máxima de píxel en el UFOV o CFOV. Uniformidad diferencial es la medida de la desviación máxima sobre un rango definido, aproximadamente del tamaño de un tubo fotomultiplicador.

a. **Condiciones de prueba:** el radionúclido debe se Tc99-m, con un numero de cuentas no mayor de 20,000 cps y una ventana de 15%.

b. **Equipo de prueba:** fuente puntual como la utilizada en la prueba 1, figura 142, mascara de plomo para el detector y una computadora o analizador multicanal.

c. **Procedimiento de medición:** cubrir el detector con la mascara de plomo. Colocar la fuente puntual a una distancia de 5 veces la dimensión lineal mas larga del UFOV. Adquirir una imagen con al menos 10,000 cps al centro de la imagen y almacenarla en una matriz.

d. **Calculo y análisis:** antes de realizar los cálculos, se deben ajustar los píxeles. Primero, cualquier píxel en los bordes del UFOV que contenga menor del 75% de la media de cuentas por píxel en el CFOV debe cambiarse su valor a 0. Segundo, aquellos píxeles que tengan ahora al menos uno de sus cuatro vecinos colindantes con valor de 0, debe cambiarse su valor a 0 también. Los píxel restantes cuyo valor no es 0 son los que se incluirán en el análisis de UFOV.

   Cualquier píxel que tenga al menos el 50% de su área dentro del CFOV debe incluirse en el análisis del CFOV.

- **Preparación de datos:** la imagen del campo, después de remover los píxeles de los bordes, debe ser suavizada una vez mediante la convolución con una función de filtro de 9 puntos de los siguientes valores:

1	2	1
2	4	2
1	2	1

El factor de peso para un píxel fuera del área analizada en la función de filtro de 9 puntos debe ser cero. El valor suavizado debe ser normalizado dividiéndolo por la suma de los factores de peso que no sean 0.

- **Uniformidad integral:** para píxeles dentro de cada área (CFOV y UFOV), se deben encontrar los valores máximo y mínimo a partir de los datos suavizados. La diferencia entre el máximo y el mínimo se divide por la suma de estos dos valores y se multiplica por 100:

Uniformidad Integral = ± 100 * ((Max – Min) / (Max + Min)) Ecu 2.1

- **Uniformidad Diferencial:** para píxeles dentro de cada área (CFOV y UFOV), se debe calcular la mayor diferencia entre dos píxeles de un grupo de 5 en una columna o fila. El calculo debe ser hecho para el eje x y eje y independientemente y el cambio máximo debe expresarse como porcentaje:

Uniformidad diferencial = ± 100% ((Max – Min) / (Max + Min)) Ecu 2-2

Los datos filtrados son tratados como numero de filas (cortes en X) y columnas (cortes en Y). Cada corte es procesado comenzando con el primer píxel del respectivo FOV. Un grupo de 5 píxeles contiguos se examina para encontrar el píxel máximo y mínimo. La uniformidad diferencial se calcula utilizando estos valores. El próximo grupo de 5 píxeles se analiza saltándose un píxel y determinando la uniformidad nuevamente. Esto se repite hasta que se alcanza el ultimo píxel, entonces se

encuentra la uniformidad diferencial del corte. Este proceso se repite para todos los cortes.

e. **Reporte:** los resultados se expresan como un porcentaje integral y diferencial para el UFOV y CFOV.

4. Resolución espacial del sistema sin dispersión.

Esta prueba depende tanto del colimador como del detector por lo que debe realizarse para cada tipo de colimador.

c. **Condiciones de prueba:** se deben emplear los radionúclidos para los cuales se diseño el colimador. El conteo no debe exceder 20,000 cps. Con Tc-99m se debe usar una ventana del 15%. Para otros radionúclidos se debe utilizar el ventana sugerida por el fabricante.

d. **Equipo de prueba:** dos tubo s capilares con un diámetro interno menor o igual a 1.0 mm y de longitud mayor de 30 mm.

e. **Procedimiento de medición:** se llenan los tubos capilares con el radionúclido deseado. Uno de los tubo se posiciona a 100 mm de distancia del colimador y a lo largo del diámetro correspondiente a eje de medición, X o Y.

El muestreo digital perpendicular al tubo debe ser ≤ 0.1 FWHM y el muestreo digital paralelo al tubo debe ser no mayor a 30 mm. Se deben realizar al menos 10,000 cuentas.

Medir el FWHM y FWTM en píxeles para todas las funciones de línea que caen dentro del CFOV, primero en la dirección X y luego en la dirección Y utilizando el método descrito en calculo y análisis de la prueba 1.

Una segunda medición para cada eje debe ser realizada con el segundo tubo capilar también posicionado a 100 mm del colimador y a 50 mm alejado y paralelo al primer tubo. Esta medición debe ser usada para la calibración de los mm por píxel solamente.

f. **Calculo y análisis:** Convertir las mediciones del FWHM y FWTM en píxeles a milímetros, usando el factor de calibración de milímetros por píxel. Promediar estas mediciones para ambos ejes.

g. **Reporte:** la resolución espacial debe reportarse como FWHM y FWT dentro del FOV.

5. Alineación del sistema.

Para los sistemas SPECT, el alineamiento axial de las imágenes adquiridas con el centro de rotación mecánico es critico para la exacta reconstrucción. Asimismo, para sistemas de varias cabezas, el alineamiento axial de las imágenes con cada cabeza es crucial. Ambas alineaciones deben medirse y reportarse en milímetros.

Muchos sistemas incorporan correcciones automáticas de alineamiento en el proceso de adquisición.

a. **Condiciones de prueba:** los radionúclidos empleados para estas mediciones deber ser Tc-99m o Co57. El conteo no debe exceder 20,000 cps en una ventana simétrica del 15% para Tc-99m o 20% para Co57.
b. **Equipo de prueba:** Tres fuentes puntuales con diámetro menor a 2 mm. La actividad de las fuentes puntuales debe variar menos del 10%. De debe utilizar colimadores de alta resolución.
c. **Procedimiento de medición:** las fuentes puntuales debe suspenderse en el FOV de la cámara con la posición axial y radial mostrada en la figura 145. Es aceptable que la mediciones se hagan separadamente para cada fuente puntual. El detector debe tener un radio de rotación de 20 cm. El tamaño de píxel debe fijarse a menos de 5 mm. La imágenes deben adquirirse en un numero par de ángulos del gantry mayores o igual a cuatro distribuidos uniformemente de 0° a 360°. Cada detector debe incluir una imagen a 0° y 180°. Para cada imagen el máximo píxel de cada fuente puntual no debe contener menos de 20,000 cps.

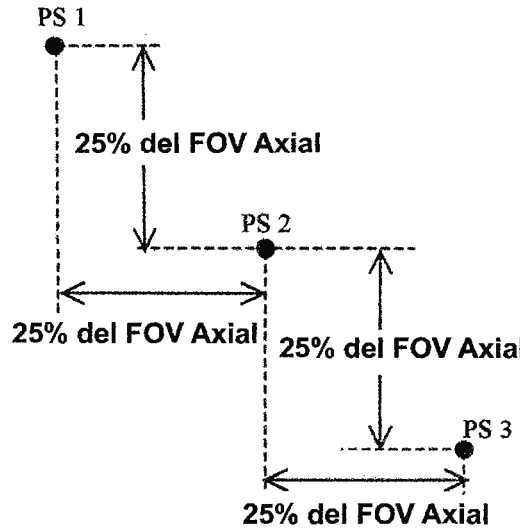


Figura 145. Fuentes puntuales posicionadas en un plano y espaciadas diagonalmente a través del FOV.

d. **Calculo y análisis:** Sumar cada imagen de fuente puntual sobre una región de interés de 4 – 5 cm centrada sobre la fuente puntual en la dirección Y creando un perfil transversal unidimensional de la función de punto extendido (PSF). Calcular el centroide de ese perfil y asignar ese valor a $X_{i,j,m}$, la ubicación transversa del i'th punto de la j'th vista para el detector m. Asimismo sumar cada región de interés en la dirección X creando un perfil axial unidimensional de la función de punto extendida (PSF). Calcular el centroide de ese perfil y asignarle ese valor a $Y_{i,j,m}$.

   Para cada punto en el detector calcular el centro de rotación promediando el valor de $X_{i,j,m}$ sobre todas las vistas:

$$COR_{i,m} = \frac{1}{N_V}\sum_{j=1}^{N_v} X_{i,j,m} \qquad \text{Ec. 2-3}$$

   donde N_v es el numero de vistas. El error del COR para cada punto y detector se define como.

$$\delta_{COR,i,m} = abs(COR_{i,m} - x_{cen}) \qquad \text{Ec. 2-4}$$

   donde x_{cen} es el centro de la matriz de imagen en la dirección x. Para sistemas de varias cabezas, se calcula la desviación entre cada par de cabezas así:

$$\delta_{COR,i,m-n} = abs(COR_{i,m} - COR_{i,n}) \qquad \text{Ec. 2-5}$$

En la dirección axial para punto y detector, se calcula la desviación axial de la imagen comparando la posición Y de las imágenes adquiridas con el detector a 0° y 180°:

$$\delta_{AXIAL,i,m} = abs(y_{i,0°,m} - y_{i,180°,m}) \qquad \text{Ec 2-6}$$

Calcular el desalineamiento axial de la cabeza así:

$$\delta_{AXIAL,i,m-n} = \frac{1}{N_v} abs[\sum_{j=1}^{N_v}(y_{i,0°,m} - y_{i,180°,m})] \qquad \text{Ec 2-7}$$

para cada par de cabezas.

e. **Reporte:** los valores de las ecuaciones 2-4 a 2-7 deben reportarse en milímetros.

6. Resolución espacial reconstruida de SPECT sin dispersión.

La resolución espacial reconstruida del sistema debe medirse en tres puntos específicos en el espacio. Se debe reportar el los valores de resolución del FWHM en los ejes X, Y y Z.

a. **Condiciones de prueba:** Se deben usar tres fuentes puntuales de Tc-99m o Co-57. El conteo no debe exceder 20,000 cps con una ventana de energía simétrica de 15%. No debe existir nada entre las fuentes y el detector en cualquier vista.

b. **Equipo de prueba:** tres tubos capilares delgados posicionados de acuerdo a la figura 146. Ser lo esferas lo mas simétricamente posible de un diámetro no mayor a 2 mm.

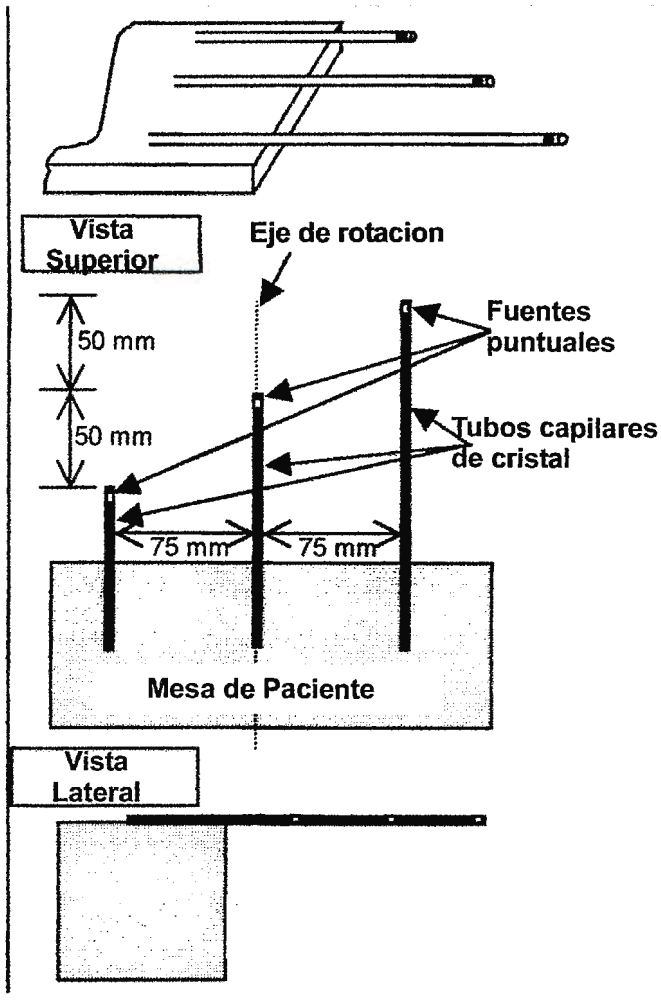


Figura 146. Posicionamiento de las tres fuentes puntuales coplanares para la medición de la resolución espacial reconstruida de SPECT sin dispersión.

c. **Procedimiento de medición:** Colocar las tres fuentes puntuales paralelas al plano de la mesa, con la fuente puntual central posicionada en el eje de rotación y centrada en el FOV ± 5mm. El radio de rotación de la orbita circular debe ser 150 ± 5 mm. Se deben de adquirir al menos 20,000 cps en cada uno de al menos 120 proyecciones sobre 360° utilizando el modo de "paso y disparo" (step and shoot).

d. **Calculo y análisis:** Se deber reconstruir un corte transversal de 130 ± 5 mm de grosor, centrado con la fuente puntual central, utilizando la técnica de retroproyección con un filtro de rampa. El corte debe contener una imagen de las tres fuentes puntuales.

Asimismo se deben reconstruir, un corte sagital de 180 ± 5 mm de grosor y un corte coronal de 30 ± 5 mm de grosor centrados con la fuente puntual central y conteniendo las tres fuentes en una imagen.

1. **Análisis de las imágenes puntuales:** cada una de las nueve imágenes de las fuentes puntuales contenidas en tres cortes debe analizarse individualmente dentro de una región de interés (ROI) centrada en el píxel con la máxima cuenta. La dimensión de este RIO debe ser al menos 4 veces el FWHM analizado. Cada punto de imagen debe ser integrado en la dirección Y para determinar la dirección en X de la función de punto extendido y viceversa.
2. **Calculo del FWHM:** el FWHM en X y Y debe ser calculado para cada uno de los nueve puntos utilizando el método descrito en el literal d) de la prueba 1. Los resultados deben ser registrados en una tabla para el punto central (tabla 2-1) y otra para los puntos periféricos (tabla 2-2).

e. **Reporte:** Se deben reportar 5 valores de FWHM. Dos de ellos para el punto central y tres para los puntos periféricos:

Central transaxial (X+Y) / 2: _____ mm.
Central axial (Z):_____ mm.
Periférico radial (X):_____ mm.
Periférico tangencial (Y):_____ mm.
Periférico Axial (Z):_____ mm.

Corte transversal	X =	Y =	
Corte sagital		Y =	Z =
Corte coronal	X =		Z =
Promedio valores	X =	Y =	Z =
Promedio transaxial	(X + Y) / 2		

Tabla 2-1

Punto 1			
Corte transversal	X =	Y =	
Corte sagital		Y =	Z =
Corte coronal	X =		Z =
Punto 2			
Corte transversal	X =	Y =	
Corte sagital		Y =	Z =
Corte coronal	X =		Z =
Promedio valores	X =	Y =	Z =

Tabla 2-2

7. **Resolución espacial de cuerpo completo sin dispersión.**

La resolución espacial debe medirse paralela y perpendicular a la dirección del movimiento y expresada en términos de FWHM y FWTM de la función de punto extendido.

a. **Condiciones de prueba:** el radionúclido empleado en esta prueba es el Tc-99m, con una actividad entre 10,000 y 20,000 cps y una ventana de 15%, colocado en dos tubos capilares en el FOV del detector. El sistema debe tener colimador.

b. **Equipo de prueba:** las fuentes consisten en dos tubos capilares con diámetro interno menor o igual a 1.0 mm y 200 mm de largo. Deben colocarse en la mesa para examen de cuerpo entero, paralelos al plano del detector

   i. **Resolución paralela a la dirección de movimiento:** tubo debe colocarse al centro del FOV perpendicular a la dirección del movimiento. El segundo se coloca paralelo al primero a una distancia de 100 mm. (figura 147.a).

   ii. **Resolución perpendicular a la dirección de movimiento:** tubo debe colocarse al centro del FOV paralelo a la dirección del movimiento. El segundo se coloca paralelo al primero a una distancia de 100 mm. (figura 147.b).

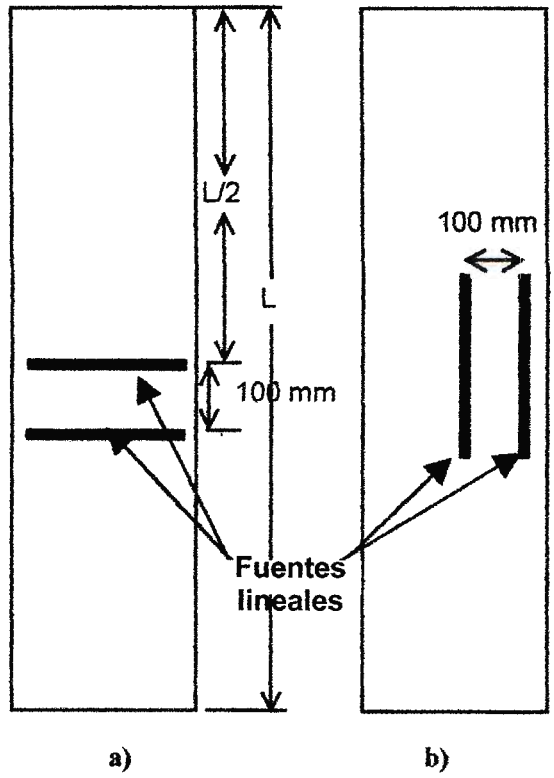


Figura 147. Posicionamiento de las fuentes para la resolución de cuerpo entero.

c. **Procedimiento de medición:** la velocidad de la medición debe estar en el rango recomendado para uso clínico. El scan deber realizarse con el detector abajo y arriba de la mesa para ambas orientaciones. El detector debe colocarse a 100 mm de distancia de las fuentes. El muestreo digital perpendicular a los tubos no debe ser menor a 0.25 del FWHM de la resolución del sistema para el colimador usado. La resolución digital paralela no debe ser menor a 25 mm ni mayor a 30 mm.
d. **Calculo y medición:** el promedio milímetros / píxel debe calcularse a partir del espacio de línea conocido. Este calculo debe ser hecho separadamente, paralelo y perpendicular a la dirección del movimiento. El FWHM y FWTM deben ser calculados en cada segmento del capilar central, utilizando el método del literal d) la prueba 1. Los valores de FWHM y FWTM deber ser promediados separadamente para los tubos paralelos y perpendiculares a la dirección del movimiento.

e. **Reporte:** Se debe reportar el promedio de los valores de FWHM y FWTM, tomados arriba y debajo de la mesa. La resolución paralela y perpendicular se debe reportar por separado.

25.3 CONTROL DE CALIDAD EN RADIOFARMACOS

Debido a que los radio fármacos se administran a pacientes, es imperativo que pasen por estrictos controles de calidad. Básicamente, control de calidad involucra varias pruebas especificas y mediciones que aseguran la pureza, potencial, identidad del producto, seguridad biológica y eficacia de los radio fármacos.

Las pruebas de control de calidad son de dos tipos: físico – químicas y biológicas. Las físico – químicas indican el nivel de pureza del radionúclido y radioquímico y determinan su pH, fuerza iónica, osmolaridad, y estado físico de la muestra. Las pruebas físicas establecen la esterilidad, apirogeneidad[1], y toxicidad del material.

25.3.1 Pruebas Físico – Químicas.

Varias pruebas físico químicas in vitro son necesarias para determinar la pureza e integridad de un radiofármaco.

25.3.1.1Características físicas.

La característica física de un radiofármaco es importante es importante. Las personas que trabajan con ellos deben familiarizarse con el color y estado de un radiofármaco. Una verdadera solución no debe contener ninguna partícula de materia. La solución albúmina utilizada con I^{131} es clara y ligeramente amarillenta, pero la radiación puede volver oscuro el frasco y la solución. Cualquier desviación de este color y claridad debe observarse con

---

[1] **PIRÓGENO:** Sustancias que pueden producir fiebre

APIRÓGENO: Desprovisto de pirógenos (véase esta palabra). Se aplica al material, a las soluciones y, por extensión, a una transfusión sin pirógenos. La utilización de un material de un solo uso ha hecho desaparecer casi totalmente las reacciones debidas a los pirógenos observados durante las transfusiones. Estas reacciones, que no son peligrosas, se manifiestan por dolores de cabeza, náuseas y a veces el enfermo tiene una sensación intensa de frío, se pone pálido y tiembla. El tratamiento consiste en calentarlo y en prescribirle una aspirina y una infusión caliente.

preocupación ya que puede reflejar cambios en el comportamiento biológico del radiofármaco.

Las preparaciones coloidales[2] deben tener un tamaño apropiado de acuerdo a su aplicación. Por ejemplo, para la visualización del sistema retículo endotelial, las partículas debe tener un tamaño promedio de 100 nm. Preparaciones que contienen partículas mas grandes que 150 μm debe ser descartadas debido a que existe la posibilidad de generar un bloqueo arterial y resultar en una condición de embolia.

25.3.1.2 Fuerza iónica y pH.

Todos los radiofármacos deben tener una apropiada concentración de iones hidrogeno o pH para su estabilidad e integridad. El pH ideal de un radiofármaco deber ser 7.4 (pH de la sangre), aunque puede variar entre 2 y 9 debido a la alta capacidad de buffer de la sangre. El pH de una solución es medido mediante un medidor de pH. Cualquier desviación del pH deseado debe ser tratada con precaución y ser remediada.

Los radiofármacos debe tener la apropiada fuerza iónica, isotonicidad y osmolaridad para ser administrados a personas.

La correcta fuerza iónica puede ser lograda agregando el ácido, álcali o electrolito apropiado.

Debido a que la fuerza iónica y pH son factores importantes para la estabilidad del radio fármaco, es importante utilizar el apropiado diluido, preferiblemente el mismo solvente usado en la preparación original.

25.3.1.3 Pureza del radionúclido.

La pureza del radionúclido esta definida como la fracción de la radiactividad total en la forma de radionúclido presente en el radiofármaco. Las impurezas se generan de reacciones nucleares extrañas debido a impurezas isotópicas en el

Algunos ejemplos son el Mo^{99} que surge en preparaciones con Tc-99m o isótopos de yodo en preparaciones con I^{131}. Los radionúclidos no deseados pueden pertenecer al mismo elemento o a uno diferente. La presencia de estos radionúclidos extraños incrementa la dosis de radiación y puede afectar las imágenes. Estas impurezas pueden ser removidas mediante apropiados métodos químicos dependiendo de la naturaleza química del radionúclido.
La pureza de los radionúclidos se determina midiendo las vidas medias y radiaciones características emitidas por los cada uno de los radionúclidos.

25.3.1.4 Pureza radioquímica.

La pureza radioquímica de un radiofármaco es la fracción de la radioactividad total en la forma química deseada en el radiofármaco. Las impurezas radioquímicas surgen de la descomposición debida a la acción del solvente, cambios en la temperatura o pH, luz, presencia de agentes de oxidación o reducción y radiólisis. La presencia de impurezas radioquímicas en un radiofármaco resultan en imágenes de baja calidad debido a la alta actividad del fondo y tejidos de los alrededores y elevando innecesariamente la dosis de radiación al paciente.
La estabilidad de un compuesto es dependiente del tiempo en que esta expuesto a la luz, cambios de temperatura y radiólisis. Entre mas tiempo el compuesto esta expuesto a estas condiciones, mas pronto tendera a perder sus propiedades. Para mantener al estabilidad de los radiofármacos a menudo se utilizan sustancias tales como ascorbato de sodio, ácido ascórbico y sulfito de sodio.
Para determinar y analizar las impurezas en un radiofármaco se utilizan varios métodos; entre los mas importantes tenemos: precipitación, cromatografía, electroforesis, intercambio de iones, extracción de solvente, destilación y cromatografía liquida de alto desempeño.

25.3.1.5 Pureza química.

La pureza química de un radiofármaco es la fracción del material en la forma química deseada, este totalmente o solo parte de el, marcado. Las impurezas químicas surgen de la ruptura del material ya sea antes o después de ser

marcado, descuido en la adición durante el marcado y acompañamiento indebido durante la preparación de la solución.

La presencia de impurezas químicas antes del marcado puede resultar en la marcación de moléculas indeseadas que pueden o no interferir con el diagnostico. Ciertas impurezas no deseadas pueden producir efectos tóxicos. La purificación de los radiofármacos se lleva a cabo mediante métodos químicos de separación tales como precipitación, extracción solvente, intercambio de iones y destilación.

25.3.1.6 Radioensayo.

El total de radiactividad de cualquier preparación radiofarmacéutica antes de su despacho, así como también la dosis individual antes de la administración a los pacientes debe ser determinada.

Esta determinación de la actividad debe ser llevada a cabo mediante un calibrador de dosis. El funcionamiento de este equipo debe ser revisado mediante varias pruebas de control de calidad.

25.3.2 Control de calidad de un calibrador de dosis.

De acuerdo con regulaciones de la NCR (National Council of Radioprotection), se deben realizar los siguientes controles de calidad en las frecuencias indicadas:

- Constancia (diario).
- Exactitud (en la instalación, anualmente y después de reparaciones).
- Linealidad (en la instalación, trimestralmente y después de reparaciones).
- Geometría (en la instalación y después de reparaciones).

25.3.2.1 Constancia.

La prueba de constancia indica la reproducibilidad de la medición del calibrador de dosis y se realiza midiendo la actividad de una fuente sellada de una radionúclido de larga vida (Ra^{226}, Cs^{137} o Co^{57}) en una configuración usada frecuentemente por el calibrador de dosis. Una desviación en la lectura mayor

de ±10% de la actividad calculada puede indicar un mal funcionamiento del calibrador.

25.3.2.2 Exactitud.

La exactitud de un calibrador de dosis es indagada midiendo la actividad de varias fuentes de larga vida utilizadas como estándar de referencia por el Instituto Nacional de Estándar y Tecnología (NIST por sus siglas en ingles). Las fuentes de referencia típicamente incluyen Co^{57} (2 mCi), Ba^{133} (100 μCi) y Cs^{137} (100 μCi) con una exactitud de calibración de 5%. La actividad medida para cada referencia debe concordar con la actividad certificada en un ±10%.

25.3.2.3 Linealidad.

La prueba de linealidad indica la habilidad del calibrador de dosis para medir la actividad con exactitud sobre un rango amplio de valores. Normalmente los calibradores de dosis exhiben respuesta lineal para actividades de 200 mCi a 2 Ci, dependiendo de la geometría de la cámara y la electrónica. La prueba de linealidad debe de realizarse sobre todo el rango de actividades, desde la dosis mas grande que se administra al paciente hasta 30 μCi. Dos métodos comunes de revisar la linealidad del calibrador son los siguientes:

- **Método del decaimiento:** en este método se utiliza generalmente una fuente de Tc-99m con una dosis al menos igual a la dosis mas alta administrada a los pacientes. La fuente es entonces probada en el calibrador y luego cada 6 horas durante el horario de trabajo hasta que la actividad alcanza los 30 μCi. Las actividades medidas son graficadas contra los intervalos de tiempo en papel semilogaritmico y se dibuja una línea recta de acuerdo a la tendencia de los puntos. Se calcula entonces la desviación de los puntos respecto a la línea y la mayor de ellas no debe ser mas de ±10%, de otra manera el calibrador tiene que ser ajustado o sustituido. En ciertas ocasiones se pueden aplicar factores de corrección a la actividades cuando son medidas en regiones no lineales.

- **Método del blindaje:** para esta prueba se utiliza un kit comercial que contiene 7 tubos cilíndricos concéntricos. El tubo interno no esta blindado y no presenta atenuación a los rayos γ. Los otros seis están blindados con diferentes grosores para simular varios tiempos de decaimiento. Cuando esto tubos son colocados sobre una fuente (por ejemplo Tc-99m) en el calibrador, se obtienen siete medidas que representan la actividad a diferentes tiempos. Cada medición de un tubo es corregida mediante factores de calibración para dar valores idénticos para todos ellos. Entonces se calcula el promedio de los valores y si cada medición individual cae dentro de $\pm 10\%$ del valor promedio se asume que el calibrador funciona linealmente, de otro modo el calibrador necesita ser ajustado.

25.3.2.4 Geometría.

Variaciones en los volúmenes de muestreo o configuraciones geométricas en el contenedor pueden afectar la exactitud de la medición del calibrador de dosis. La misma actividad en diferentes volúmenes, diferentes contenedores o contenedores de diferente material pueden generar mediciones diferentes en el calibrador.

25.3.3 Medición de la radioactividad.

La radioactividad de un radiofármaco es medida colocando la muestra dentro del calibrador de dosis con la apropiada programación del isótopo usado. La lectura es mostrada en el display del equipo.

25.3.4 Pruebas biológicas.

Las pruebas biológicas son llevadas a cabo esencialmente para examinar la esterilidad, pirogeneidad y toxicidad de los radiofármacos antes de su administración a personas.

- **Esterilidad:** la esterilidad indica la ausencia de cualquier bacteria o microorganismo en la preparación del radiofármaco. Todas las preparaciones debe ser esterilizadas mediante métodos que dependen de la naturaleza del producto, el solvente y varios aditivos. Entre estos métodos tenemos: autoclaves y filtración de membrana.

- **Apirogenecia:** todos los radiofármacos para administración humana debe estar libres de pirógenos. Los pirógenos son polisacáridos o proteínas producidas por el metabolismo de microorganismos. Son de un tamaño de 0.05 a 1 μm y en general son solubles y estables al calor. Productos bacteriales, las llamadas endotoxinas, son los principales ejemplos de pirógenos, pero también ciertos químicos puede agregar pirógenos a la solución del radiofármaco. Los pirógenos pueden producir síntomas de fiebre, resfrío, leucopenia, dolor en articulaciones, sudor, dolor de cabeza y dilatación de las pupilas. La reacciones pirógenas pueden ser desarrolladas en los pacientes de 30 minutos a 2 horas después de la administración del radiofármaco y normalmente persisten por 10 a 12 horas. Rara vez son fatales.

  La esterilidad de una solución no garantiza que este libre de pirógenos como tampoco la esterilización destruye los pirógenos en un radiofármaco. No hay un método especifico de hacer una muestra libre de pirógenos. Para prevenir la contaminación por pirógenos se deben usar utensilios, soluciones y equipos estériles bajo condiciones de asepsia.

- **Toxicidad:** antes de que un radiofármaco sea aprobado para su uso con personas, se debe establecer su efecto toxico y dosis segura. Los efectos tóxicos debido a radiofármacos incluyen alteraciones en funciones histología y fisiología de los diferentes órganos del cuerpo o incluso la muerte. Una cantidad, llamada $LD_{50/60}$, describe el efecto toxico de un radiofármaco: es la dosis requerida para producir una mortalidad del 50% en 60 días en cualquier especie después de su administración.

SEXTA PARTE:
PRINCIPALES APLICACIONES CLINICAS

26. PRINCIPALES APLICACIONES CLINICAS

26.1 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA.

Antes de la introducción de la tomografía computarizada en 1972, la información del cerebro generalmente era obtenida a través de angiografía cerebral y la información de la columna a través de mielografía. Estos procedimientos consumían bastante tiempo, eran dolorosos y potencialmente peligrosos para el paciente. No proveían información directa acerca de los tejidos cerebrales. La tomografía computarizada revoluciono la neuroradiología proporcionando una excelente resolución espacial y de contraste permitiendo así la fácil detección de anormalidades intracraneales.

Cabeza.

1. **Angiografía de cabeza:** técnica espiral para detectar anormalidades vasculares cerebrales, tumores, etc.
2. **Estudio de cabeza secuencial:** técnica para detectar derrames, tumores cerebrales, trauma craneal, atrofia cerebral, hidrocefalia e inflamación, etc.
3. **Estudio de cabeza espiral:** técnica para detectar derrames, tumores cerebrales, trauma craneal, atrofia cerebral, hidrocefalia e inflamación, etc.
4. **Estudio de Oído interno secuencial:** técnica de alta resolución para la detección de cambios inflamatorios, procesos tumorales, tumores del cerebelo, cambios post traumáticos.
5. **Estudio de Oído interno espiral:** técnica de alta resolución para la detección de cambios inflamatorios, procesos tumorales, tumores del cerebelo, cambios post traumáticos.
6. **Senos orbitales espiral:** estudios orbitales y paranasales, por ejemplo, sinusitis, mucocele, neumatización, poliposis, tumores, etc.

Cuello

1. **Angiografía de carótidas:** angiografía no invasiva para la detección de estenosis u oclusiones en la carótidas, placas en las carótidas y arterias vertebrales.

2. **Cuello de rutina:** técnica espiral para detección de tumores, linfomas, abscesos, etc.
3. **Cuello con cortes finos:** técnica espiral para el estudio de tejidos blandos, por ejemplo: estudio funcional de la garganta. Además se utiliza para detectar tumores en la hipo faringe y laringe.

Hombro.

1. **Hombro:** técnica espiral de alta resolución para estudio de hueso y tejidos blandos, por ejemplo. Evaluación de las cavidades de articulaciones, masas, trauma, dislocaciones, indicaciones ortopédicas, etc.

Tórax.

1. **Pulmonar de baja dosis:** técnica espiral para la detección temprana de nódulos pulmonares. Puede combinarse con protocolos de cuello para la detección de cáncer.
2. **Embolia:** técnica espiral para estudios de embolia pulmonar.
3. **Tórax combinado:** estudio espiral combinado para estudios de tórax en general y cambios intersticiales en los pulmones.
4. **Tórax de rutina:** estudio de rutina para búsqueda de tumores, metástasis, linfoma, nódulos linfáticos, anormalidades vasculares, etc.
5. **Tórax de alta resolución:** técnica espiral de alta resolución para estudios de cambios intersticiales de los pulmones.
6. **Tórax de alta resolución secuencial:** técnica secuencial de alta resolución para estudios de cambios intersticiales de los pulmones.

Abdomen.

1. **Abdomen de rutina:** técnica espiral para estudios de la región abdominal de observación, post examinación, etc.
2. **Abdominal de cortes finos:** espiral de cortes finos para estudios de tejido blando, por ejemplo: hígado, páncreas o riñones.

3. **Abdominal multifase:** combinación de estudios arteriales y venosos y tejidos blandos.
4. **Angiografía rápida:** estudios típicos de la aorta incluyendo el tronco braquiocefálico y arteria ilíaca.
5. **Angiografía de rutina:** estudios de angiografía abdominales.

Pelvis

1. **Cadera:** técnica espiral de alta resolución para estudios óseos y de tejidos blandos de la cadera, por ejemplo: evaluación de la cavidad de la articulación, masas, trauma, displasia, necrosis de la cabeza de la cadera, evaluación de congruencias, indicaciones ortopédicas, etc.
2. **Pelvis de rutina:** técnica espiral para estudios de pelvis: procesos en la próstata, vejiga urinaria, recto, indicaciones ginecológicas, etc.,

Columna.

1. **Columna de rutina secuencial:** técnica secuencial para estudios de cambios degenerativos, trauma, tumores, etc.
2. **Columna de rutina para pacientes obesos:** técnica secuencial para pacientes obesos para estudios de cambios degenerativos, trauma, tumores, etc.
3. **Columna:** técnica espiral para estudios de columna a nivel toráxico y lumbar: cambios degenerativos, trauma, tumores, etc.
4. **Columna sagital:** técnica espiral de alta resolución para estudios de estructuras finas en el hueso y tejidos blandos.
5. **Columna cervical:** técnica espiral para estudios cervicales: cambios degenerativos, trauma, tumores, etc.

Extremidades

1. **Angiografía:** angiografía de extremidades.

2. **Extremidad combinada:** estudio en espiral que combina alta resolución para hueso y tejidos blandos, por ejemplo: masas, trauma, desordenes de las articulaciones. Etc.
3. **Alta resolución en extremidades:** técnica secuencial para estudios óseos de ultra alta resolución para trauma, indicaciones ortopédicas, etc.
4. **Alta resolución en extremidades:** técnica espiral para estudios óseos de ultra alta resolución para trauma, indicaciones ortopédicas, etc.

26.2 APLICACIONES CLINICAS DE LA MEDICINA NUCLEAR

La O.M.S. define la Medicina Nuclear como la especialidad medica que con fines asistenciales, docentes e investigadores, emplea las fuentes radiactivas no encapsuladas.

Atendiendo al aspecto asistencial, la Medicina Nuclear posibilita aplicaciones medicas tan diversas como:

- el estudio de la morfología de un órgano
- la evolución de una función fisiológica
- el análisis de un componente biológico
- el tratamiento de un proceso patológico

Las exploraciones en Medicina Nuclear.

Las exploraciones constan siempre de dos partes:

En la primera se administra una pequeña dosis de un material radioactivo (radiofármaco, isótopo) que se dirigirá al órgano de estudio donde será utilizado en su funcionamiento y luego eliminado por las vías naturales. Siendo la vía urinaria la forma más frecuente de eliminación.

Un radiofármaco se define como un compuesto en el que uno de sus átomos es un elemento radiactivo, el cual puede ser administrado con fines diagnósticos o terapéuticos. Los mas utilizados son los compuestos marcados con Tecnecio (^{99m}Tc), por ofrecer una facilidad de marcaje (unión de un isótopo radiactivo a compuestos no radiactivos) con gran cantidad de moléculas y por su fácil

obtención, mediante la elución de un generador de Molibdeno (^{99} Mo). Este es un sistema automático y de fácil disponibilidad que permite la obtención de una solución estéril y apirógena de tecnecio en forma de pertecnetato sódico.

La segunda es la exploración propiamente dicha, consiste en la realización de un numero variable de "tomas" o imágenes de diferentes regiones del cuerpo con un sistema de detección que se denomina Gamma cámara.

26.2.1 IMÁGENES PLANARES Y SPECT

Corazón.

1. **Ventriculografía isotópica de equilibrio (reposo):** Evaluar la función ventricular mediante la determinación de la fracción de eyección de ambos ventrículos y de la movilidad parietal regional.
2. **Ventriculografía isotópica de equilibrio (esfuerzo):** Evaluar la respuesta de la fracción de eyección y la motilidad parietal durante un esfuerzo en pacientes con patologías cardiacas.
3. **Ventriculografía isotópica de primer paso:** La detección de la circulación de un trazador a su paso por las cavidades cardiacas, los pulmones y los grandes vasos, para valorar la función ventricular.
4. **Gammagrafía miocárdica con anticuerpos antimiosina:** Localización y extensión de lesión inflamatoria miocárdica, como pueden ser las miocarditis y en el rechazo en el trasplante cardiaco.
5. **Gammagrafía miocárdica con pirofosfato:** Valorización de la extensión y localización de necrosis en el infarto agudo de miocardio y en procesos inflamatorios miocárdicos
6. **Gammagrafía de cortocircuitos cardiacos:** Cuantificación y valoración de alteraciones morfológicas en las cavidades cardiacas, como los cortocircuitos izquierda - derecha.
7. **Gammagrafía miocárdica de perfusión (esfuerzo):** Reflejar las alteraciones de la perfusión miocárdica, y en el diagnostico, pronostico, evolución y respuesta de cardiopatía isquémica

8. **Gammagrafía miocárdica de perfusión (reposo):** Reflejar las alteraciones de perfusión del miocardio cuando el paciente se encuentre en reposo.
9. **Gammagrafía miocárdica de perfusión tras estimulación farmacológica:** Reflejar las alteraciones de la perfusión miocárdica, y en el diagnostico, pronostico, evolución y respuesta de cardiopatía isquémica, en pacientes que no pueden realizar un esfuerzo convencional.
10. **Gammagrafía de cortocircuitos derecha – izquierda:** Valorar la existencia y cuantificarla de cortocircuitos derecha - izquierda, mediante la visualización de actividad en órganos como el cerebro, riñones y bazo.

Pulmones.

1. **Gammagrafía pulmonar de perfusión:** Diagnostico del tromboembolismo pulmonar, mediante la visualización de la distribución de la perfusión pulmonar.
2. **Gammagrafía pulmonar de cuantificación:** Evaluación de la perfusión pulmonar porcentual de cada pulmón en patologías pulmonares que deben ser sometidas a intervención quirúrgica (neumonectomias). También en la valoración y seguimiento de los pacientes trasplantados de pulmón
3. **Gammagrafía pulmonar con citrato de galio:** Localización de tumores, procesos inflamatorios e infecciosos.

Vascular.

1. **Flebogammagrafía:** Buscar signos de trombosis venosas profundas en extremidades inferiores y pelvis. Se suele realizar antes de la gammagrafía de perfusión pulmonar.
2. **Linfogammagrafía:** Es mostrar una imagen funcional del retorno linfático en condiciones fisiológicas. También identificación de drenaje linfático en neoplasias, para la localización del ganglio centinela.

Óseo.

1. **Gammagrafía ósea:** Búsqueda de lesiones óseas, por cualquier tipo de patología (benigna o maligna), así como para el seguimiento de las patologías de estos pacientes.

2. **Gammagrafía ósea en tres fases:** Búsqueda de anormalidades en la captación del trazador en las distintas patologías óseas, obteniendo imágenes de la vascularización del área de interés, en hueso o en tejidos blandos perilesionales
3. **Gammagrafía ósea con galio:** Colaborar en el diagnostico de focos de inflamación – infección y para la localización de lesiones neoplásicas que acumulan este tipo de trazador.

Endocrinología.

1. **Gamma grafía tiroidea:** Estudiar la glándula tiroidea desde un punto de vista morfológico y funcional.
2. **Gamma grafía de paratiroides:** Valorar la presencia de adenoma paratiroideo o hiperplasia en pacientes con hiperparatiroidismo primario o secundario.
3. **Gammagrafía suprarrenal cortical:** Comprobación y diagnostico diferencial de síndrome de Cushing, y en hiperaldosterismos primarios e hiperandrogenismos.
4. **Rastreo gammagráfico con I ^{131} :** Valorar la captación de restos tiroideos y extratiroideos postcirugía en pacientes con Ca. diferenciado de tiroides

Gastroenterología

1. **Gammagrafía de mucosa gástrica ectópica:** Detección de mucosa gástrica fuera de los limites del estomago, como puede ser en el divertículo de Meckel, duplicaciones del tracto alimentario y en el esófago de Barrett.
2. **Gammagrafía de hemorragia digestiva:** Detección y localización de una hemorragia digestiva, por sospecha clínica o analítica de sangrado intestinal.
3. **Gammagrafía salivar:** Evaluar las alteraciones del funcionamiento de las glándulas salivares.
4. **Gammagrafía de transito esofágico:** Visualizar y cuantificar el transito por el esófago.

5. **Gammagrafía de reflujo gastroesofágico:** La detección y cuantificación del reflujo gastroesofágico o la respuesta a la terapia aplicada a un reflujo gastroesofágico.
6. **Gammagrafía con leucocitos marcados:** Localización de patología abdominal inflamatoria o infecciosa.
7. **Gammagrafía hepatoesplénica:** Valorar el tamaño del hígado y el bazo, la morfología y situación del hígado, así como los procesos que afecten a su función.
8. **Gammagrafía hepatobiliar:** Es el estudio morfológico y funcional del hígado y las vías biliares.
9. **Gammagrafía de hemangiomas:** Esta técnica visualiza la vascularización hepática, siendo de interés en el diagnostico diferencial entre procesos poco vascularizados (abscesos, hematomas, quistes, etc.), con procesos medianamente vascularizados (hepatomas, hiperplasia nodular) y con procesos muy vascularizados (hemangiomas).
10. **Gammagrafía de vaciamiento gástrico:** Evaluar y cuantificar el vaciamiento gástrico, en pacientes con signos o síntomas de vaciamiento gástrico retrasado.

Neurología

1. **Angiogammagrafía cerebral:** Es la opción primera en una gammagrafía cerebral, donde visualizaremos el paso del trazador por los vasos sanguíneos intra y extracraneales para valorar su perfusión. Nota: es la primera fase de un estudio de Muerte encefálica
2. **Gammagrafía de perfusión cerebral:** Demostrar la persistencia de flujo sanguíneo encefálico o confirmar su ausencia en pacientes con sospecha de Muerte Cerebral
3. **Cisternogammagrafía:** Estudiar el flujo del L.C.R. a través del espacio subaracnoideo, sus aplicaciones clínicas más importantes son: detección de fístulas, bloqueo del flujo del L.C.R. y en el estudio de hidrocefalias.

4. **SPECT cerebral con radiotrazadores de afinidad tumoral:** Es la localización de tumores en el cerebro y su diferenciación de radionecrosis o abscesos
5. **SPECT cerebral con radiotrazadores difusibles:** Estudiar la perfusión del cerebro para detectar y localizar posibles lesiones que no suelen dar afectación morfológica en TAC o RMN

Nefrología.

1. **Renograma:** Es el estudio de la morfología y de la función renal mediante la representación gráfica de curvas del paso del trazador por el riñón.
2. **Renograma diurético:** El estudio de la función renal, realizando un diagnostico diferencial entre dilatación y obstrucción en las vías excretoras mediante la administración de un diurético (furosemida).
3. **Renograma pre / post – ieca:** El diagnóstico y valoración de la hipertensión arterial de origen vasculorrenal.
4. **Cistogammagrafía directa:** El objetivo de este estudio es comprobar la existencia de flujo retrogrado de orina desde la vejiga al riñón.
5. **Gammagrafía renal**: Estudiar la morfología de la corteza renal para la localización de riñones ectópicos y detectar pielonefritis o cicatrices corticales. Cuantificar la función de casa unidad renal.
6. **Gammagrafía escrotal**: Ayudar a establecer el diagnostico diferencial entre un proceso inflamatorio y una torsión aguda testicular.

Oncología

1. **Rastreo gammagráfico con mibg**: Su principal utilidad es en el diagnostico de tumores derivados de la cresta neural, tipo feocromocitomas y neuroblastomas.
2. **Rastreo gammagráfico con cloruro de talio:** En la valoración y diagnostico de recidivas y metástasis a distancia de tumores cerebrales, carcinoma de pulmón, cáncer de mama, linfomas, etc.

3. **Rastreo gammagráfico con citrato de galio:** Valoración de la extensión y localización de localización de linfomas, melanomas y de carcinomas: pulmonar, testicular, hepáticos, etc.
4. **Rastreo gammagráfico con anticuerpos monoclonales:** Esta técnica está indicada en pacientes con carcinoma de colon o recto para determinar la extensión de su enfermedad o para la valoración de recidivas o metástasis.
5. **Gammagrafía de receptores de somatostatina**: Colaborar en diagnostico y seguimiento de tumores carcinoides y tumores neuroendocrinos, gástroentero pancreáticas.
6. **Gammagrafía con mibi:** Colaborar en el diagnostico de malignidad en pacientes con sospecha de cáncer de mama.

Hematología.

1. **Test de schilling:** Medir la absorción de la vitamina B_{12} a nivel gastrointestinal.
2. **Masa eritrocitaria:** La indicación clínica de la determinación del volumen globular es para el diagnostico diferencial de la poliglobulia.
3. **Gammagrafía esplénica**: En el estudio de traumatismos, valoración de autotrasplantes y lesiones ocupantes del bazo.

Tratamiento con radioisótopos.

1. **Tratamiento radioisotopico del dolor óseo metastático:** Tratamiento paliativo del dolor óseo, causado por metástasis de carcinoma de próstata.
2. **Sinoviortesis radioisotopica:** Tratamiento de la artritis inflamatoria y reumatoide, sobre todo en grandes articulaciones, cuando no responde al tratamiento convencional.
3. **Tratamiento radioisotopico del hipertiroidismo**: Es la utilización del radio yodo como medio terapéutico en pacientes con hipertiroidismo. El I 131 causa un daño celular que provoca la disminución de la producción de hormonas.

4. **Tratamiento radioisotopico de las neoplasias diferenciadas tiroideas**: Destruir los restos de tejido tiroideo sano y tumoral tras una tiroidectomía, lo más amplia posible, para completar el tratamiento de los carcinomas diferenciados de tiroides. Solemos utilizar fundamentalmente dos métodos diferentes para la administración de las dosis ablativas :
   - utilización de dosis altas (3700 - 7400 MBq)
   - dosis fraccionadas (1110 MBq)
5. **Tratamiento radiosotopico de las policitemias esenciales:** El tratamiento de la policitemia.

26.2.2 PET

1. **Investigación:** La PET es una herramienta idónea para efectuar investigación en humanos, ya que empleando trazadores específicos, permite cuantificar distintos procesos de la fisiología celular. Para la investigación con animales se han desarrollado tomógrafos de pequeño tamaño llamados micropets. Las 3 áreas en las que se han desarrollado más la investigación PET son las neurociencias, la biología molecular y el diseño de fármacos.
2. **Aplicaciones clínicas:** En la actualidad el único trazador PET con aplicación clínica concreta es la FDG. Se han descrito indicaciones clínicas de la PET-FDG en oncología, neurología y cardiología.
   a. **Oncología:** La PET con FDG ha permitido demostrar in vivo el incremento en la glucólisis que presentan las células tumorales. Este incremento se relaciona con la proliferación celular y con el grado de malignidad. La mayor captación de FDG en un tumor permite su detección en las imágenes PET, distinguiéndolo de los tejidos sanos colindantes. La captación de FDG en los tejidos inflamados y en tumores benignos puede diferenciarse de la captación en las lesiones malignas empleando métodos de cuantificación relativa,

principalmente el SUV (Standard Uptake Value). En la tabla 4 se describen las aplicaciones clínicas actuales de la PET en oncología.

b. **Neurología:** El PET se está empleando en el diagnóstico diferencial de las demencias, donde las alteraciones del consumo regional cerebral de FDG corresponden con el tipo y severidad del deterioro cognitivo. También es útil en el diagnóstico precoz de la enfermedad de Alzheimer y para la localización prequirúrgica de la región epileptógena, en pacientes con epilepsia parcial refractaria a tratamiento médico.

c. **Cardiología:** El PET detecta consumo de FDG en el miocardio viable tras un infarto o isquemia severa. Por el contrario, un tejido necrótico no capta FDG. Este hecho contraindicaría una revascularización coronaria quirúrgica.

APLICACIONES CLINICAS DE LA PET-FDG
Oncología: Diagnóstico del Nódulo Pulmonar Solitario: Benigno vs. Maligno Cáncer de Pulmón no Microcítico Cáncer de Colon Cáncer de Mama Linfoma Cáncer de Esófago Melanoma Tumores de Cabeza y Cuello
Neurología: Diagnóstico Precoz de la Enfermedad de Alzheimer Diagnóstico Diferencial de las Demencias Evaluación Prequirúrgica de las Epilepsias Diagnóstico Diferencial Trastornos del Movimiento
Cardiología: Estudio de Viabilidad Miocárdica previo a revascularización

Tabla 4. Aplicaciones del PET.

SEPTIMA PARTE:
ESTUDIO ECONOMICO

27. Estudio Económico de proyectos de involucran la adquisición de estas tecnologías.

La parte del estudio económico pretende determinar cual es el monto de los recursos económicos necesarios para la realización del proyecto, cuales será el costo total de operación del equipo.

27.1 Determinación de los costos.

Costo es un desembolso en efectivo o en especie hecho en el pasado, en el presente o en el futuro.

27.1.1 Costos de producción.

Los costos de producción se anotan y determinan con las siguientes bases:

- Costo de materia prima.
- Costo de mano de obra.
- Costo de energía eléctrica.
- Costo de agua.
- Control de calidad
- Mantenimiento
- Cargos por depreciación y amortización
- Otros.

27.1.2 Costos de administración

Son los costos que provienen de realizar la función de administración en el proyecto.

27.1.3 Costos financieros.

Son los intereses que se deben pagar en relación con capitales obtenidos en prestamos.

27.2 Inversión total inicial.

La inversión inicial comprende la adquisición de todos los activos fijos o tangibles y diferidos o intangibles necesarios para iniciar las operaciones de la empresa.

Se entiende por activo tangible o fijo, los bienes propiedad del proyecto, como terrenos, edificios, maquinaria, equipo, mobiliario, vehículos, herramientas y otros. Activo intangible es el conjunto de bienes propiedad de la empresa necesarios par su funcionamiento y que incluyen: patentes de invención, marcas, diseños comerciales o industriales, asistencia técnica o transferencia de tecnologías, gastos preoperativos, de instalación y puesta en marcha, etc.

27.3 Depreciaciones y amortizaciones.

El termino depreciación tiene exactamente la misma connotación que amortización, pero el primero solo se aplica al activo fijo, ya que con el uso estos bienes valen menos; es decir, se deprecian; en cambio la amortización solo se aplica a los activos diferidos o intangibles, ya que, por ejemplo, si se ha comprado una marca comercial, esta con el uso del tiempo, no baja de precio o se deprecia, por lo que el termino amortización significa el cargo anual que se hace para recupera la inversión.

27.4 Costo de capital o tasa mínima aceptable de rendimiento.

Para formarse todo proyecto debe realizar una inversión inicial. El capital que forma esta inversión puede provenir de varias fuentes: solo de personas físicas (inversionistas), de estas con personas morales (otras empresas), de inversionistas e instituciones de crédito (bancos) o de una mezcla de inversionistas, personas morales y bancos. Como sea que haya sido la aportación de capitales, cada uno de ellos tendrá un costo asociado al capital que aporte, y la nueva empresa así formada tendrá un costo de capital propio.

Suponiendo el caso mas simple, cuando el capital necesario para llevar a cabo un proyecto es aportado totalmente por una persona física. Antes de invertir, esta persona tiene en mente una tasa mínima de ganancia sobre la inversión propuesta, llamada tasa mínima aceptable de rendimiento (TMAR). La referencia para fijar la TMAR es el índice inflacionario. Sin embargo, cuando un inversionista arriesga su dinero, para el no es atractivo mantener el poder adquisitivo de su inversión, sino que esta tenga un crecimiento real; es decir, le interesa un

rendimiento que haga crecer su dinero mas allá de haber compensado los efectos de la inflación.

Si se define la TMAR como:

$$TMAR = i + f + if;\ i = \text{premio al riesgo};\ f = \text{inflación.}$$

Esto significa que la TMAR que un inversionista pediría a una inversión debe calcularla sumando dos factores: primero, debe ser tal su ganancia que comprende los efectos funcionarios, y en segundo término, deber ser un premio o sobretasa por arriesgar su dinero en determinada inversión.

En términos generales, el valor del premio al riesgo que debe ganarse deber ser entre 10% y 15%.

27.5 Financiamiento.

Una proyecto esta financiado cuando ha pedido capital en préstamo para cubrir cualquiera de sus necesidades económicas. Cuando se pide un préstamo, existen cuatro formas generales de pagarlos, como sigue:

1. Pago de capital e intereses al final de los cinco años. En este caso es muy sencillo el calculo, pues solo aparecerá al final de ese periodo el pago de una suma total, que es:

$$F = P\ (1 + i)^n$$

Donde F es la suma futura a pagar, P la cantidad prestada, ii interés y n numero de periodos o años necesarios para cubrir el préstamo.

2. Pago de interés al final de cada año, y de interés y todo el capital al final del quinto año.
3. Pago de cantidades iguales al final de cada uno de los cinco años. Para hacer este calculo primero es necesario determinar el monto de la cantidad igual que se pagara cada año. Para ello se emplea la siguiente formula:

$$A = P\left[\frac{i(1+i)^n}{(1+i)^n - 1}\right]$$

donde A (anualidad) es el pago igual que se hace cada fin de año.

4. Pago de intereses y una parte proporcional del capital (20% cada año) al final de cada uno de los cinco años.

27.6 Métodos de evaluación que toman en cuenta el valor del dinero a través del tiempo.

27.6.1 Valor Presente Neto (VPN).

Es el valor monetario que resulta de restar la suma de los flujos descontados a la inversión inicial. El sumar los flujos descontados en el presente y restar la inversión inicial equivale a comparar todas las ganancias esperadas contra todos los desembolsos necesarios para producir esas ganancias, en términos de su valor equivalente en este momento o tiempo cero. Es claro que para aceptar un proyecto las ganancias deberán ser mayores que los desembolsos, lo cual dará por resultado que el VPN será mayor que cero. Para calcular el VPN se utiliza el costo de capital o TMAR.

La ecuación para calcular el VPN para el periodo de cinco años es:

$$VPN = -P + \frac{FNE_1}{(1+i)^1} + \frac{FNE_2}{(1+i)^2} + \frac{FNE_3}{(1+i)^3} + \frac{FNE_4}{(1+i)^4} + \frac{FNE_5 + VS}{(1+i)^5}$$

donde FNE es el flujo neto de efectivo por año, P inversión inicial y VS valor de rescate de los equipos al final del periodo.

Como conclusiones generales acerca del uso del VPN como método de análisis es posible enunciar los siguiente:

- El resultado se interprete fácilmente en términos monetarios.
- Supone un reinversión de total de todas las ganancias anuales, lo cual no sucede en la mayoría de las empresas.
- Su valor depende exclusivamente de la i aplicada. Como esta i es la TMAR, su valor lo determina el evaluador.
- Los criterios de evaluación son: VPN $\geq$ 0, acepte la inversión; si VPN < 0, rechácela.

27.6.2 Tasa Interna de Rendimiento (TIR).

Es una tasa de descuento por la cual el VPN es igual a cero. Es la tasa que iguala la suma de los flujos descontados a la inversión inicial. Si el VPN = 0 solo se estará ganando la tasa de descuento aplicada, o sea la TMAR, y un proyecto debería aceptarse con este criterio, ya que se esta ganando lo mínimo fijado como rendimiento.

La ecuación de la TIR es la siguiente:

$$P = +\frac{FNE_1}{(1+i)^1} + \frac{FNE_2}{(1+i)^2} + \frac{FNE_3}{(1+i)^3} + \frac{FNE_4}{(1+i)^4} + \frac{FNE_5 + VS}{(1+i)^5}$$

Además, no se trata solo de escribir en otra forma una ecuación. Supóngase que con una TMAR previamente fijada se calcula el VPN y esta arroja un valor positivo; con este dato se acepta el proyecto, pero ahora interesa conocer cual es el valor real del rendimiento del dinero en ese proyecto. Para saberlo, se deja en la ecuación anterior como incógnita i. Se determina por medio de prueba y error hasta que la "i" iguale la suma de los flujos descontados, a la inversión inicial. Tal denominación permitirá conocer el rendimiento real de esa inversión.

Con el criterio de aceptación que emplea el método de la TIR: si esta es mayor que la TMAR, acepte la inversión; es decir, si el rendimiento de la empresa es mayor que el mínimo fijado como aceptable, la inversión es económicamente rentable.

27.7 Ejemplo de Análisis económico de un equipo de Tomografía Computarizada.

El siguiente es un ejemplo de un análisis económico básico para un sistema de tomografía computarizada. El objetivo principal de este ejemplo es que el ingeniero conozca la estructura básica de este tipo de análisis y cuales son los principales rubros a tener en cuenta en este tipo de proyectos. Para este análisis no se toman en cuenta los efectos de la inflación y los valores asumidos son un promedio de los valores del mercado actual. Este análisis puede usarse como guía

Tomografía Computarizada.

Asunciones.

- Se consideran los costos de operación a lo largo de 6 años.
- Los días de trabajo anuales son 300.
- Se asume un consumo de tres placas por paciente.
- Para efectos de análisis del proyecto se toma el precio del medio de contraste no iónico, cuyo precio es mayor que el iónico.
- El medico radiólogo recibe un salario proporcional a los estudios interpretados.
- Se consume un tubo de rayos X al año.
- Los costos de operación y mantenimiento son para un sistema operando 8 horas de lunes a sábado, con una meta de 15 exámenes diarios.
- Una secretaria a tiempo completo.
- No se toman en cuenta los efectos de la inflación.
- En los costos de inversión se incluyen los costos necesarios para que el proyecto cumpla con el Art. 191 del Código de Salud: El Reglamento Especial de Protección y Seguridad Radiológica.

Asunciones e Inversion Inicial

ASUNCIONES	CANTIDAD	PRECIO UNIT
Dias de trabajo anuales	300	
Tiempo de operación (años)	6	
Placas por paciente	3	$3.50
Medio de contraste por paciente	2	$12.00
Salario Tecnologo (mensual)	$ 500.00	
Salario Radiologo por estudio	$ 40.00	
Sueldo secretaria (mensual)	$ 400.00	
Jeringas por paciente	$ 2.00	
Consumibles por paciente	$ 0.50	
Bolsas de papel por paciente	$ 1.00	
Papel membretado por paciente	$ 0.25	
Tubo de Rx	$ 45,000.00	

INVERSION INICIAL		
Equipo de tomografía computarizada	$	600,000.00
2 Computadoras personales	$	1,200.00
4 sillas	$	200.00
1 impresor	$	150.00
1 Silla de ruedas	$	200.00
1 gigante	$	100.00
1 canape	$	250.00
Preinstalaciones	$	30,000.00
Memoria y Calculo de blindajes	$	800.00
Inspeccion de Control de Calidad	$	1,000.00
Permiso de Construccion	$	50.00
Plano OPAMS	$	50.00
	$	**633,950.00**
INVERSION EN CAPITAL DE TRABAJO	**$**	**30,000.00**
TOTAL INVERSION INICIAL	**$**	**663,950.00**

COSTOS ANUALES							
Costos de produccion	**0**	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**
Placas	$ 9,450.00	$ 18,900.00	$ 22,050.00	$ 25,200.00	$ 31,500.00	$ 37,800.00	$ 37,800.00
Medio de contraste	$ 21,600.00	$ 43,200.00	$ 50,400.00	$ 57,600.00	$ 72,000.00	$ 86,400.00	$ 86,400.00
Jeringas	$ 1,800.00	$ 3,600.00	$ 4,200.00	$ 4,800.00	$ 6,000.00	$ 7,200.00	$ 7,200.00
Consumibles	$ 450.00	$ 900.00	$ 1,050.00	$ 1,200.00	$ 1,500.00	$ 1,800.00	$ 1,800.00
Bolsas de papel	$ 900.00	$ 1,800.00	$ 2,100.00	$ 2,400.00	$ 3,000.00	$ 3,600.00	$ 3,600.00
Papel membretado	$ 225.00	$ 450.00	$ 525.00	$ 600.00	$ 750.00	$ 900.00	$ 900.00
Permiso de operación UNRA	$ 40.00	$ 40.00	$ 40.00	$ 40.00	$ 40.00	$ 40.00	$ 40.00
Permiso de importacion Tubo Rx	$ 75.00	$ 75.00	$ 75.00	$ 75.00	$ 75.00	$ 75.00	$ 75.00
Flete y bodegaje	$ 500.00	$ 500.00	$ 500.00	$ 500.00	$ 500.00	$ 500.00	$ 500.00
Energia electrica	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00
Agua	$ 180.00	$ 240.00	$ 240.00	$ 240.00	$ 240.00	$ 240.00	$ 240.00
Costos mano de obra							
Salario Tecnologo	$ 6,000.00	$ 6,000.00	$ 6,000.00	$ 6,000.00	$ 6,000.00	$ 6,000.00	$ 6,000.00
Salario Radiologo	$ 36,000.00	$ 72,000.00	$ 84,000.00	$ 96,000.00	$ 120,000.00	$ 144,000.00	$ 144,000.00
Mantenimiento	$ 30,000.00	$ 30,000.00	$ 30,000.00	$ 30,000.00	$ 30,000.00	$ 30,000.00	$ 30,000.00
Tubo de Rx	$ 45,000.00	$ 45,000.00	$ 45,000.00	$ 45,000.00	$ 45,000.00	$ 45,000.00	$ 45,000.00
Otros	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00
Total costos de produccion	**$ 158,020.00**	**$ 228,505.00**	**$ 251,980.00**	**$ 275,455.00**	**$ 322,405.00**	**$ 369,355.00**	**$ 369,355.00**
Costos de administracion							
Sueldo secretaria	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00
Gastos de oficina	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00
Total costos administrativos	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**
Costos de ventas y publicidad	**$ 20,000.00**	**$ 20,000.00**	**$ 20,000.00**	**$ 20,000.00**	**$ 20,000.00**	**$ 10,000.00**	**$ 20,000.00**
TOTAL COSTOS DE OPERACIÓN	**$ 183,820.00**	**$ 254,305.00**	**$ 277,780.00**	**$ 301,255.00**	**$ 348,205.00**	**$ 385,155.00**	**$ 395,155.00**
Costo por examen	**$ 204.24**	**$ 141.28**	**$ 132.28**	**$ 125.52**	**$ 116.07**	**$ 106.99**	**$ 109.77**

FLUJO NETO DE EFECTIVO ANUAL							
AÑO	0	1	2	3	4	5	6
+ Ingresos	$ 225,000.00	$ 450,000.00	$ 525,000.00	$ 600,000.00	$ 750,000.00	$ 900,000.00	$ 900,000.00
- Costos de produccion	$ 168,020.00	$ 238,505.00	$ 261,980.00	$ 285,455.00	$ 332,405.00	$ 379,355.00	$ 379,355.00
-Costos de administracion	$ 5,800.00	$ 5,800.00	$ 5,800.00	$ 5,800.00	$ 5,800.00	$ 5,800.00	$ 5,800.00
-Costos financieros	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -
-Costos de venta y publicidad	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00
-Depreciacion		$ 120,715.00	$ 120,715.00	$ 120,040.00	$ 120,040.00	$ 120,040.00	$ -
=UAI	$ 41,180.00	$ 74,980.00	$ 126,505.00	$ 178,705.00	$ 281,755.00	$ 384,805.00	$ 504,845.00
-Impuestos (25%)	$ 10,295.00	$ 18,745.00	$ 31,626.25	$ 44,676.25	$ 70,438.75	$ 96,201.25	$ 126,211.25
=UDI	$ 30,885.00	$ 56,235.00	$ 94,878.75	$ 134,028.75	$ 211,316.25	$ 288,603.75	$ 378,633.75
Inversion Inicial	$ 633,950.00						
Prestamo	$ -						
Inv Capital de trabajo	$ 30,000.00						
+Depreciacion	$ -	$ 120,715.00	$ 120,715.00	$ 120,040.00	$ 120,040.00	$ 120,040.00	$ -
-Pago a capital	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -
=FNE	**-$633,065.00**	**$176,950.00**	**$ 215,593.75**	**$ 254,068.75**	**$ 331,356.25**	**$ 408,643.75**	**$ 378,633.75**

Valor Presente Neto y Tasa Interna de Recuperacion							
Año	0	1	2	3	4	5	6
Flujos netos de efectivo	-$633,065.00	$176,950.00	$215,593.75	$254,068.75	$331,356.25	$408,643.75	$378,633.75
Valor presente de los flujos		$141,560.00	$137,980.00	$ 130,083.20	$ 135,723.52	$ 133,904.38	$ 99,256.57
TMAR (premio al riesgo + inflacion)	25.000%						
VPN	$116,354.14						
TIR	33.155%						
Tiempo de recuperacion de la inv.	3 años						

Medicina Nuclear.

Asunciones.

- Se consideran los costos de operación a lo largo de 6 años.
- Los días de trabajo anuales son 300.
- Se asume un consumo una impresión por paciente.
- El costo promedio del radiofármaco e isótopo es de $150.
- El medico radiólogo recibe un salario proporcional a los estudios interpretados.
- Se necesita una fuente plana para control de calidad anual ya que su vida media es de 9 meses aproximadamente.
- Los costos de operación y mantenimiento son para un sistema operando 8 horas de lunes a sábado.
- Una secretaria a tiempo completo.
- No se toman en cuenta los efectos de la inflación.
- En los costos de inversión se incluyen los costos necesarios para que el proyecto cumpla con el Art. 191 del Código de Salud: El Reglamento Especial de Protección y Seguridad Radiológica.

- **Inversión Inicial**

Asunciones e Inversion Inicial

ASUNCIONES	CANTIDAD	PRECIO UNIT
Dias de trabajo anuales	300	
Tiempo de operación (años)	6	
Impresiones por paciente	1	$1.75
Radiofarmaco por paciente	1	$150.00
Salario Tecnologo (mensual)	$ 500.00	
Salario Radiologo por estudio	$ 40.00	
Sueldo secretaria (mensual)	$ 400.00	
Jeringas por paciente	$ 1.00	
Consumibles por paciente	$ 0.50	
Bolsas de papel por paciente	$ 1.00	
Papel membretado por paciente	$ 0.25	
Equipo de control de calidad	$ 7,500.00	

INVERSION INICIAL		
Equipo de medicina nuclear	$	400,000.00
2 Computadoras personales	$	1,200.00
4 sillas	$	200.00
1 impresor	$	150.00
1 Silla de ruedas	$	200.00
1 gigante	$	100.00
1 canape	$	250.00
Monitor de signos vitales	$	10,000.00
Banda de esfuerzo	$	25,000.00
Preinstalaciones	$	30,000.00
Dosimetria	$	10,000.00
Cuarto caliente	$	6,000.00
Equipo de proteccion radiologica	$	3,000.00
Memoria y Calculo de blindajes	$	800.00
Inspeccion de Control de Calidad	$	1,000.00
Permiso de Construccion	$	50.00
Plano OPAMS	$	50.00
	$	**487,950.00**
INVERSION EN CAPITAL DE TRABAJO	**$**	**30,000.00**
TOTAL INVERSION INICIAL	**$**	**517,950.00**

Pacientes Proyectados	Año						
	0	1	2	3	4	5	6
Pacientes anuales	300	600	600	900	900	1200	1200
Pacientes diarios	1	2	2	3	3	4	4

COSTOS ANUALES							
Costos de produccion	0	1	2	3	4	5	6
Placas	$ 525.00	$ 1,050.00	$ 1,050.00	$ 1,575.00	$ 1,575.00	$ 2,100.00	$ 2,100.00
Radiofarmaco	$ 45,000.00	$ 90,000.00	$ 90,000.00	$ 135,000.00	$ 135,000.00	$ 180,000.00	$ 180,000.00
Jeringas	$ 300.00	$ 600.00	$ 600.00	$ 900.00	$ 900.00	$ 1,200.00	$ 1,200.00
Consumibles	$ 150.00	$ 300.00	$ 300.00	$ 450.00	$ 450.00	$ 600.00	$ 600.00
Bolsas de papel	$ 300.00	$ 600.00	$ 600.00	$ 900.00	$ 900.00	$ 1,200.00	$ 1,200.00
Papel membretado	$ 75.00	$ 150.00	$ 150.00	$ 225.00	$ 225.00	$ 300.00	$ 300.00
Permiso de operación UNRA	$ 40.00	$ 40.00	$ 40.00	$ 40.00	$ 40.00	$ 40.00	$ 40.00
Permiso de importacion Tubo Rx	$ 75.00	$ 75.00	$ 75.00	$ 75.00	$ 75.00	$ 75.00	$ 75.00
Energia electrica	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00
Agua	$ 180.00	$ 240.00	$ 240.00	$ 240.00	$ 240.00	$ 240.00	$ 240.00
Costos mano de obra							
Salario Tecnologo	$ 6,000.00	$ 6,000.00	$ 6,000.00	$ 6,000.00	$ 6,000.00	$ 6,000.00	$ 6,000.00
Salario Radiologo	$ 12,000.00	$ 24,000.00	$ 24,000.00	$ 36,000.00	$ 36,000.00	$ 48,000.00	$ 48,000.00
Mantenimiento	$ 20,000.00	$ 20,000.00	$ 20,000.00	$ 20,000.00	$ 20,000.00	$ 20,000.00	$ 20,000.00
Equipo de control de calidad	$ 7,500.00	$ 7,500.00	$ 7,500.00	$ 7,500.00	$ 7,500.00	$ 7,500.00	$ 7,500.00
Dosimetria personal (seis POE)	$ 720.00	$ 720.00	$ 720.00	$ 720.00	$ 720.00	$ 720.00	$ 720.00
Otros	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00
Total costos de produccion	**$ 98,665.00**	**$ 157,075.00**	**$ 157,075.00**	**$ 215,425.00**	**$ 215,425.00**	**$ 273,775.00**	**$ 273,775.00**
Costos de administracion							
Sueldo secretaria	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00	$ 4,800.00
Gastos de oficina	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00	$ 1,000.00
Total costos administrativos	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**	**$ 5,800.00**
Costos de ventas y publicidad	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00
TOTAL COSTOS DE OPERACIÓN	$ 114,465.00	$ 172,875.00	$ 172,875.00	$ 231,225.00	$ 231,225.00	$ 289,575.00	$ 289,575.00
Costo por examen	**$ 381.55**	**$ 288.13**	**$ 288.13**	**$ 256.92**	**$ 256.92**	**$ 241.31**	**$ 241.31**

FLUJO NETO DE EFECTIVO ANUAL							
AÑO	0	1	2	3	4	5	6
+ Ingresos	$ 180,000.00	$ 360,000.00	$ 360,000.00	$ 540,000.00	$ 540,000.00	$ 720,000.00	$ 720,000.00
- Costos de produccion	$ 98,665.00	$ 157,075.00	$ 157,075.00	$ 215,425.00	$ 215,425.00	$ 273,775.00	$ 273,775.00
-Costos de administracion	$ 5,800.00	$ 5,800.00	$ 5,800.00	$ 5,800.00	$ 5,800.00	$ 5,800.00	$ 5,800.00
-Costos financieros	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -
-Costos de venta y publicidad	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00	$ 10,000.00
-Depreciacion		$ 80,715.00	$ 80,715.00	$ 80,040.00	$ 80,040.00	$ 80,040.00	$ -
=UAI	$ 65,535.00	$ 106,410.00	$ 106,410.00	$ 228,735.00	$ 228,735.00	$ 350,385.00	$ 430,425.00
-Impuestos (25%)	$ 16,383.75	$ 26,602.50	$ 26,602.50	$ 57,183.75	$ 57,183.75	$ 87,596.25	$ 107,606.25
=UDI	$ 49,151.25	$ 79,807.50	$ 79,807.50	$ 171,551.25	$ 171,551.25	$ 262,788.75	$ 322,818.75
Inversion Inicial	$ 487,950.00						
Prestamo	$ -						
Inv Capital de trabajo	$ 30,000.00						
+Depreciacion	$ -	$ 80,715.00	$ 80,715.00	$ 80,040.00	$ 80,040.00	$ 80,040.00	$ -
-Pago a capital	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -	$ -
=FNE	**-$468,798.75**	**$160,522.50**	**$ 160,522.50**	**$ 251,591.25**	**$ 251,591.25**	**$ 342,828.75**	**$ 322,818.75**

39.163%

Valor Presente Neto y Tasa Interna de Recuperacion							
Año	0	1	2	3	4	5	6
Flujos netos de efectivo	-$468,798.75	$160,522.50	$160,522.50	$251,591.25	$251,591.25	$342,828.75	$322,818.75
Valor presente de los flujos		$128,418.00	$102,734.40	$ 128,814.72	$ 103,051.78	$ 112,338.12	$ 84,625.00
TMAR (premio al riesgo + inflacion)	25.000%						
VPN	$191,183.27						
TIR	39.163%						
Tiempo de recuperacion de la inv.	3 años						

CONCLUSIONES

- Antes de adquirir un sistema de imágenes se tiene que tomar en cuenta los requerimientos de instalación de los fabricantes mas importantes de este tipo de tecnologías para que esto no sea una limitante al momento de decidir por un proyecto de inversión tecnología y la decisión se base principalmente en los alcances diagnósticos que se adapten mejor a las necesidades de la institución.
- Unas instalaciones adecuadas mantienen la integridad del sistema reduciendo el riesgo de accidentes que amenacen la integridad del equipo y principalmente ofrezcan seguridad al paciente y operador. La vida se útil del sistema se alarga y se reducen los costos por reparaciones.
- Los sistemas de tomografía computarizada de tercera generación son los que prevalecen a nivel comercial actualmente y para los cuales las empresas destinan la mayor parte de sus recursos de investigación en esta área. Estos sistema han introducido enormes ventajas en el diagnostico por imagen, reduciendo los tiempos de examen, disminuyendo la dosis al paciente, permitiendo la evaluación funcional en órganos como el corazón, entre otras.
- El objetivo principal de la medicina nuclear es la evaluación funcional de los órganos del cuerpo. Ambas tecnologías, la medicina nuclear y la tomografía computarizada, son modalidades de imágenes complementarias, que ayudan en la precisión del diagnostico médico.
- Aunque el manejo de radiofármacos no es un campo de aplicación especifico para el ingeniero biomédico, es importante que el se involucre con los conceptos básicos de esta especialidad, ya que es parte fundamental de la generación de las imágenes de medicina nuclear y por lo tanto en la calidad de imagen de los sistemas así también el control de la seguridad del paciente y personal que labora en un servicio de este tipo.
- La implementación de un programa de control de calidad depende en gran medida de la legislación vigente en el país y de los programas de la institución. Todo proyecto de inversión que involucra estas tecnologías

debe incorporar la normativa descrita en el Reglamento Especial de Protección y Seguridad Radiológica. Es obligación del ingeniero biomédico asegurarse que esto sea implementado en un proyecto de esta índole.

- Los controles de calidad de imagen pueden variar de acuerdo a los programas de la institución pero en todo caso deberán mantenerse al menos los controles mínimos establecidos por la legislación vigente en el país.
- Los protocolos sugeridos en este trabajo de graduación ya incorporan las recomendaciones emanadas de la Unidad Reguladora de Radiaciones Ionizantes para el país en el uso de este tipo de tecnologías.
- Después de realizar el análisis económico de ambas tecnologías podemos concluir que ambos proyectos son viables ya que generan un beneficio económico aceptable para los propietarios del proyecto y si estos proyectos se presentan en un plan de negocio adecuado es factible que la instituciones financieras puedan tener interés en prestar los fondos requeridos para su ejecución.
- Para asegurar la viabilidad económica del proyecto es necesario garantizar un numero mínimo de estudios que debe realizarse de acuerdo a las condiciones económicas sugeridas, por lo que un estudio de mercado previo a la ejecución de un proyecto de este tipo es muy importante.

RECOMENDACIONES

- El registro de datos de funcionamiento de un equipo es de suma importancia durante a lo largo de su vida útil por lo que cada equipo debe tener una bitácora desde el momento de su instalación y cerrarse hasta que el equipo es descartado.
- Este tipo de tecnologías trae consigo software y equipo de medición creado por el fabricante para realizar el control de calidad los cuales ya están programados con los estándares internacionales por lo que es recomendable una comunicación cercana entre el personal encargado del control de calidad por parte de la institución y el personal de servicio técnico de fabricante para establecer el programa de control de calidad del sistema y prevenir posibles discrepancias en los resultados que no indican necesariamente problemas en el desempeño de los sistemas.
- Es importante en este tipo de proyectos que el usuario comprenda la importancia de apegarse a las normativas vigentes respecto a la seguridad y protección radiológica lo que garantiza un funcionamiento seguro y confiable de las instalaciones.
- Si bien es cierto que el análisis económico es importante, muchas veces los proyectos de este tipo deben ser evaluados en función del beneficio social que aportan a los pacientes, por lo que en estos casos la metodología de evaluación es diferente a la presentada en este documento.
- En vista de la complejidad que pueden tener los requerimientos de instalación para este tipo de tecnologías, es recomendable que el diseño y la construcción sean realizadas por especialistas de cada una de las áreas de especialización que requieren, por ejemplo, electricidad, hidráulica, estructuras, neumática, etc.

GLOSARIO

Aliasing: Resultado de la violación de los requerimientos del teorema de muestreo.

Artefactos: Irregularidades de densidad óptica en una imagen no relacionadas con las propiedades del objeto.

Atenuación: disminución en la intensidad de los rayos X cuando atraviesan la materia, es una propiedad del material expuesto a la radiación.

Calidad de imagen: Medida de la adecuación de la imagen a los requisitos necesarios para un correcto diagnóstico. La calidad de imagen es tanto mejor cuanto más fácil resulte extraer la información diagnóstica que motivó la prescripción del examen.

Campo de radiación: Sección plana del haz de radiación perpendicular al eje del mismo. Se puede definir a cualquier distancia del foco del haz.

Campo de visión central (CFOV): el área definida por la reducción de las todas las dimensiones lineales del campo de visión útil por un factor de 75%.

Campo de visión útil (UFOV): área del detector utilizada por el sistema.

Contraste de la imagen: Es la cualidad de una imagen que permite distinguir un objeto frente a su entorno (por ejemplo, las diferencias de densidades ópticas entre dos elementos adyacentes de una imagen).

Control de calidad: Forma parte de la garantía de calidad. Operaciones de medida destinadas a evaluar los parámetros característicos del funcionamientos de un equipo que pueden ser medidos y controlados, al objeto de verificar si sus valores se encuentran dentro de los márgenes de tolerancia exigibles para asegurar su correcta operación.

Endurecimiento del haz: cambio en la distribución espectral de un haz de radiación poli cromático al pasar a través de la materia. La energía media del espectro se incrementa como resultado de la atenuación de los fotones de baja energía.

Escala de contraste (CS): En tomografía computarizada, es la variación del coeficiente de atenuación lineal por unidad de número CT.

Escala de grises : Patrón de grises que comprende desde un nivel de brillo cero a un nivel del 100%.

Espesor de corte: En tomografía es espesor de la zona explorada en el que la definición de la imagen es aceptable.

Espesor efectivo de corte: Se define como la anchura a media altura ("FWHM") del perfil de dosis.

Espesor nominal de corte: Es el valor de espesor de corte seleccionado e indicado en la consola de control.

Fotopico: distribución característica de energía como resultado del registro total de la energía de los fotones absorbidos por el detector.

Función de transferencia de modulación (MTF): La MTF de un sistema de imagen describe la respuesta en frecuencias espaciales de dicho sistema, es decir es una medida de la reducción del contraste asociado al objeto en el proceso de formación de la imagen. La MTF indica dicha reducción sobre todo el espectro de frecuencias espaciales. Formalmente se puede calcular a partir de la transformada de Fourier de la imagen de un punto, de una línea o de un borde.

Límite de resolución: En un sistema de formación de imagen, está relacionado con el menor tamaño de un objeto o la mayor frecuencia espacial de una serie de objetos de contraste dado que es perceptible. Suele determinarse utilizando un patrón con grupos de barras que difieren entre sí en el número de barras por unidad de longitud o pares de líneas/mm (pl/mm). El límite de resolución viene dado por el valor más alto de pl/mm que se visualizan.

FWHM (full with at half maximum): la medición de la apertura de una función de respuesta de línea medida en puntos ubicados a 50% por debajo de cada lado del punto máximo de la curva del pico.

FWTM (full with at tenth maximum): la medición de la apertura de una función de respuesta de línea medida en puntos ubicados a 90% por debajo de cada lado del punto máximo de la curva del pico.

Intrínseco: Termino utilizado para describir el desempeño característico de una cámara gama que excluyen variables externas que afectan estas especificaciones tales como colimadores.

Linealidad: Relación lineal entre una variable dependiente y su variable independiente.

Linealidad en tomografía computarizada: Relación lineal entre los valores del número CT y los del coeficiente de atenuación de los materiales examinados.

Linealidad absoluta: la suma de la distorsión posicional de las coordenadas X y Y sobre el campo de visión del detector.

Linealidad espacial: el resultado de la distorsión en la posición medida de los fotones relativa a la posición actual donde esos fotones entran en el detector.

Número CT de un material: Es la magnitud utilizada para representar, en la imagen, la atenuación media de una celdilla o elemento de volumen. Se expresa en unidades Hounsfield (UH).

Perfil de atenuación: distribución espacial de la atenuación total a los rayos X por parte del objeto examinado medida a cierta posición de la fuente de rayos X.

Perfil de sensibilidad: En tomografía computarizada, respuesta relativa de un equipo de TC en función de la posición, a lo largo de una línea perpendicular al plano de corte.

Radiación dispersa: Radiación de igual o menor energía que la radiación incidente que se origina al interaccionar ésta con un medio y que puede ser emitida en cualquier dirección.

Región de interés (ROI): Zona definida en una imagen que presenta un interés especial por alguna causa concreta. Es frecuente utilizar el acrónimo "ROI" ("region of interest") de su forma inglesa.

Relación señal-ruido (RSR): Como su nombre indica, la relación señal-ruido (SNR en inglés), es la relación entre la amplitud de una señal y el ruido de la misma. Dado que es deseable que los valores de señal sean altos en un sistema de imagen y el ruido sea lo más bajo posible, los valores de RSR deberán ser lo más grandes posibles.

Ruido de la imagen: En tomografía computarizada, coeficiente de variación del número CT en una determinada
región de interés de la imagen de una sustancia homogénea.

Resolución de energía: termino utilizado para caracterizar la habilidad de la cámara gama para distinguir fotones de distintas energías.

Resolución: Capacidad de un sistema de formación de imagen para distinguir o separar (resolver) objetos que están muy próximos entre sí.

Sensibilidad: razón de conteo por unidad de radiación

Sensibilidad del sistema: habilidad de convertir eficientemente los fotones a datos de conteo y posición en la imagen

Uniformidad diferencial: el total de densidad de conteo por unidad de distancia cuando el campo de medición del detector es irradiado por un flujo uniforme de radiación.

Uniformidad en tomografía computarizada: Constancia en los valores del número CT en todo el campo de imagen de una sustancia homogénea

Ventana de energía: rango de energías de rayos gamma y rayos x que son aceptadas y procesadas. La ventana se expresa como un rango de energías (120 a 160 keV) o como un porcentaje de un pico de energía (15% de 140keV). Cuando es expresado como porcentaje, la energía del pico debe especificarse siempre y la ventana es siempre simétrica sobre el valor pico.

ANEXO 1

PROTOCOLOS DE CALIDAD DE IMAGEN PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA Y MEDICINA NUCLEAR

PROTOCOLO PARA CONTROL DE CALIDAD DE IMAGEN EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

FECHA: _____

DATOS DEL PROPIETARIO.

Institución:	
Departamento:	**Jefe de servicio:**
Dirección:	
Teléfono:	**Fax:**
E-mail:	
Jefe de biomédica:	**Supervisor de biomédica:**

DATOS DEL EQUIPO.

Equipo:	
Modelo:	**Marca:**
Serie:	**N. Inventario:**
Ver. Software:	**Ubicación:**
FRECUENCIA DEL CONTROL DE CALIDAD:	

Las normativa de la Unidad Reguladora para el Uso de Radiaciones Ionizantes esta incorporada en este protocolo.

ESTADO DEL EQUIPO:

El equipo no tiene problemas. Los resultados de las pruebas de calidad de imagen están dentro de los rangos establecidos.	☐
El equipo tiene problemas que no restringen su uso. Sin embargo deber ser corregidos como medida preventiva. Los resultados de las pruebas de calidad de imagen están dentro de los rangos establecidos.	☐
El equipo tiene problemas mayores. Por razones de seguridad el equipo no debe ser utilizado hasta que se resuelvan los problemas.	☐

EQUIPO AUXILIAR Y MATERIALES:

EQUIPO	MODELO	SERIE

Las normativa de la Unidad Reguladora para el Uso de Radiaciones Ionizantes esta incorporada en este protocolo.

	Pruebas:	Valor	Pasa	Falla	N / A
1	Numero CT del agua y aire		☐	☐	☐
2	Igualdad del numero CT del agua. Homogeneidad		☐	☐	☐
3	Desviación del numero CT del agua. Ruido		☐	☐	☐
4	Resolución de alto contraste		☐	☐	☐
5	Resolución de bajo contraste		☐	☐	☐
6	Grosor de corte				
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
7	Exactitud en la medición de distancias		☐	☐	☐
8	Distorsión del monitor de video		☐	☐	☐
9	Distorsión en la impresión		☐	☐	☐
10	Salida de impresión		☐	☐	☐
11	Exactitud en el dispositivo de localización		☐	☐	☐
12	Indexado de la mesa		☐	☐	☐
13	Movimiento de la mesa		☐	☐	☐
14	MTF		☐	☐	☐

Las normativa de la Unidad Reguladora para el Uso de Radiaciones Ionizantes esta incorporada en este protocolo.

	Pruebas:	Valor	Pasa	Falla	N / A
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐

Las normativa de la Unidad Reguladora para el Uso de Radiaciones Ionizantes esta incorporada en este protocolo.

OBSERVACIONES:

Ing. Biomédico	Supervisor biomédica
Jefatura biomédica	jefatura servicio

Las normativa de la Unidad Reguladora para el Uso de Radiaciones Ionizantes esta incorporada en este protocolo.

PROTOCOLO PARA CONTROL DE CALIDAD DE IMAGEN EN MEDICINA NUCLEAR

FECHA: _____

DATOS DEL PROPIETARIO.

Institución:	
Departamento:	**Jefe de servicio:**
Dirección:	
Teléfono:	**Fax:**
E-mail:	
Jefe de biomédica:	**Supervisor de biomédica:**

DATOS DEL EQUIPO.

Equipo:	
Modelo:	**Marca:**
Serie:	**N. Inventario:**
Ver. Software:	**Ubicación:**
FRECUENCIA DEL CONTROL DE CALIDAD:	

Las normativa de la Unidad Reguladora para el Uso de Radiaciones Ionizantes esta incorporada en este protocolo.

ESTADO DEL EQUIPO:

El equipo no tiene problemas. Los resultados de las pruebas de calidad de imagen están dentro de los rangos establecidos.	☐
El equipo tiene problemas que no restringen su uso. Sin embargo deber ser corregidos como medida preventiva. Los resultados de las pruebas de calidad de imagen están dentro de los rangos establecidos.	☐
El equipo tiene problemas mayores. Por razones de seguridad el equipo no debe ser utilizado hasta que se resuelvan los problemas.	☐

EQUIPO AUXILIAR Y MATERIALES:

EQUIPO	MODELO	SERIE

Las normativa de la Unidad Reguladora para el Uso de Radiaciones Ionizantes esta incorporada en este protocolo.

PRUEBAS

	Pruebas:	Valor	Pasa	Falla	N / A
1	Peaking		☐	☐	☐
2	Sintonización		☐	☐	☐
3	Centro de rotación		☐	☐	☐
4	Resolución Espacial Intrínseca		☐	☐	☐
5	Resolución Espacial Extrínseca		☐	☐	☐
6	Resolución de energías Intrínseca		☐	☐	☐
7	Uniformidad de campo intrínseca		☐	☐	☐
8	Resolución espacial sin dispersión		☐	☐	☐
9	Alineación		☐	☐	☐
10	Resolución Espacial SPECT		☐	☐	☐
11	Resolución espacial de cuerpo completo.		☐	☐	☐
12			☐	☐	☐
13			☐	☐	☐
14			☐	☐	☐

Las normativa de la Unidad Reguladora para el Uso de Radiaciones Ionizantes esta incorporada en este protocolo.

	Pruebas:	Valor	Pasa	Falla	N / A
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐
			☐	☐	☐

Las normativa de la Unidad Reguladora para el Uso de Radiaciones Ionizantes esta incorporada en este protocolo.

OBSERVACIONES:

Ing. Biomédico	Supervisor biomédica
Jefatura biomédica	jefatura servicio

Las normativa de la Unidad Reguladora para el Uso de Radiaciones Ionizantes esta incorporada en este protocolo.

ANEXO 2

INVENTARIO DE EQUIPOS A NIVEL NACIONAL DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA Y MEDICINA NUCLEAR

INVENTARIO DE EQUIPOS DE TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA A NIVEL NACIONAL EN EL 2003.

Equipos autorizados por la UNRA.

- Superpromotora, Escalón.
- Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom
- Superpromotora S.A. de C.V.
- Centro de Imágenes y Resonancia Magnética
- Radiólogos Asociados S.A de C.V.
- Centro Scan de El Salvador
- Clínica Radiológica Usuluteca
- Clínica Radiológica, Dr. Jose Roberto Giammattei
- Tomografía Axial Computarizada.

Equipos con tramites de permiso hasta la fecha.

- CURAME
- Hospital Medico Quirúrgico, ISSS
- Hospital General, ISSS
- Hospital Militar Central
- Centro Medico de Oriente.

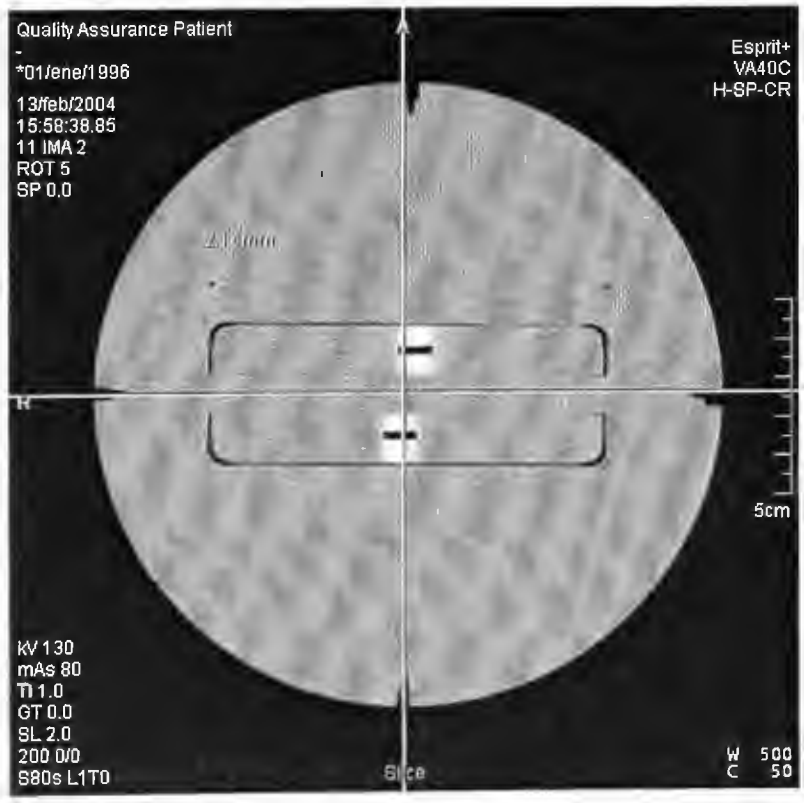
INVENTARIO DE EQUIPOS DE MEDICINA NUCLEAR A NIVEL NACIONAL EN EL 2003.

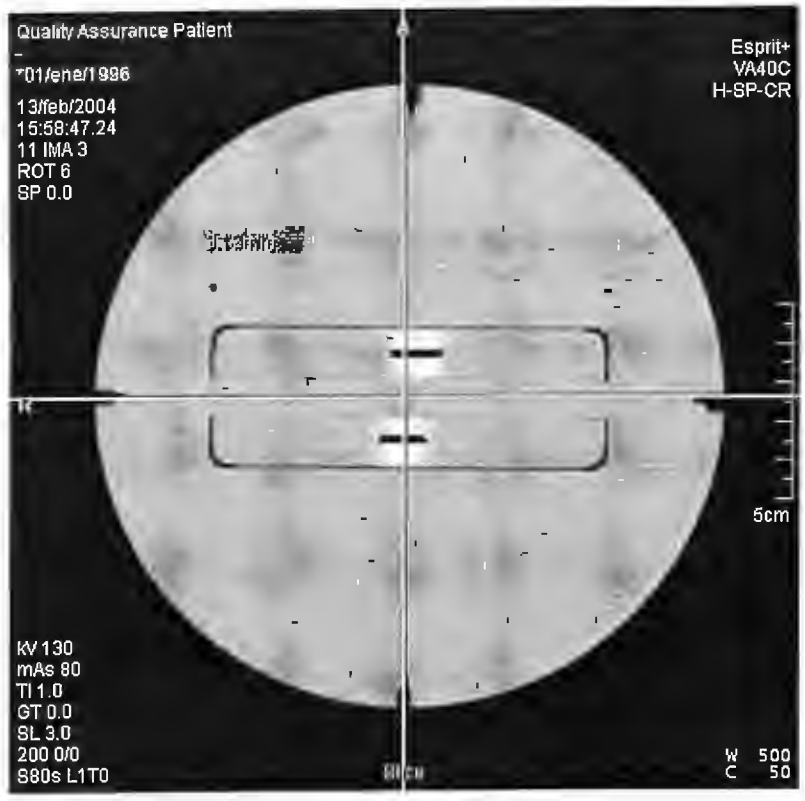
- Hospital de Oncología, ISSS, 2 equipos
- INSACOR
- Hospital Nacional Rosales

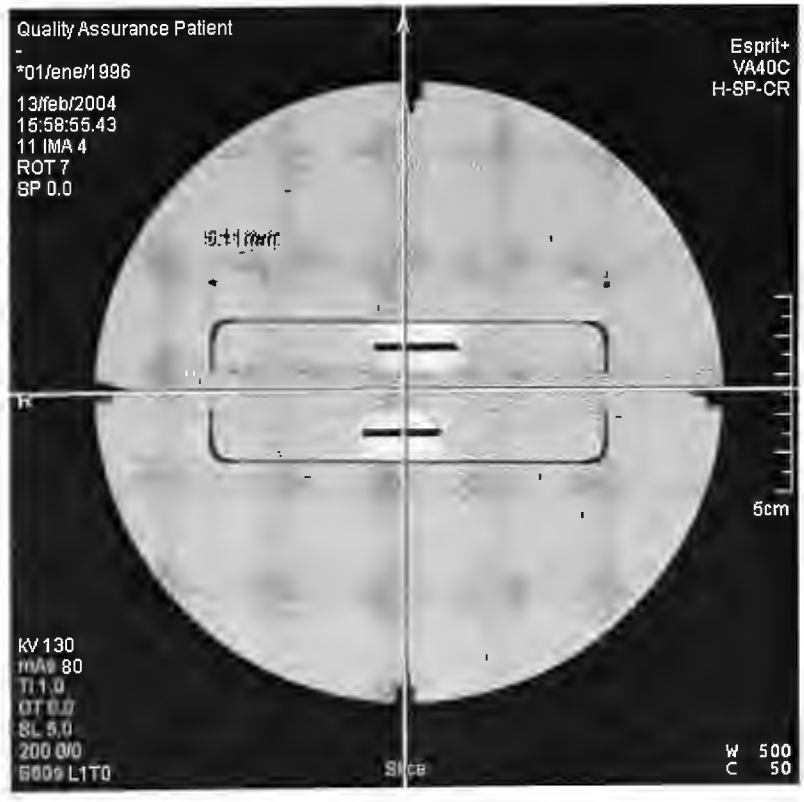
ANEXO 3

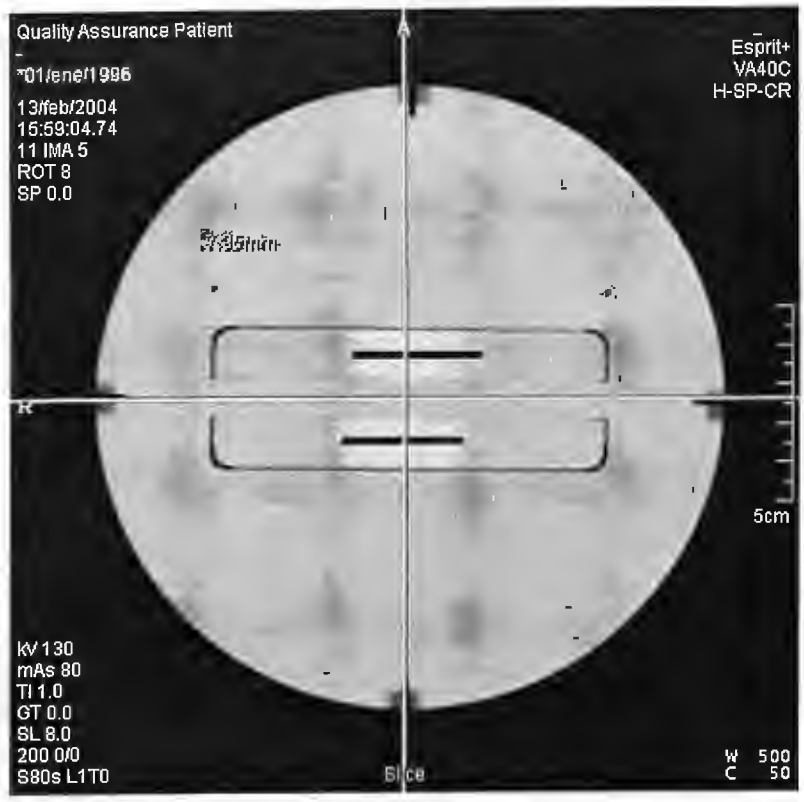
PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD HECHAS A UN EQUIPO DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

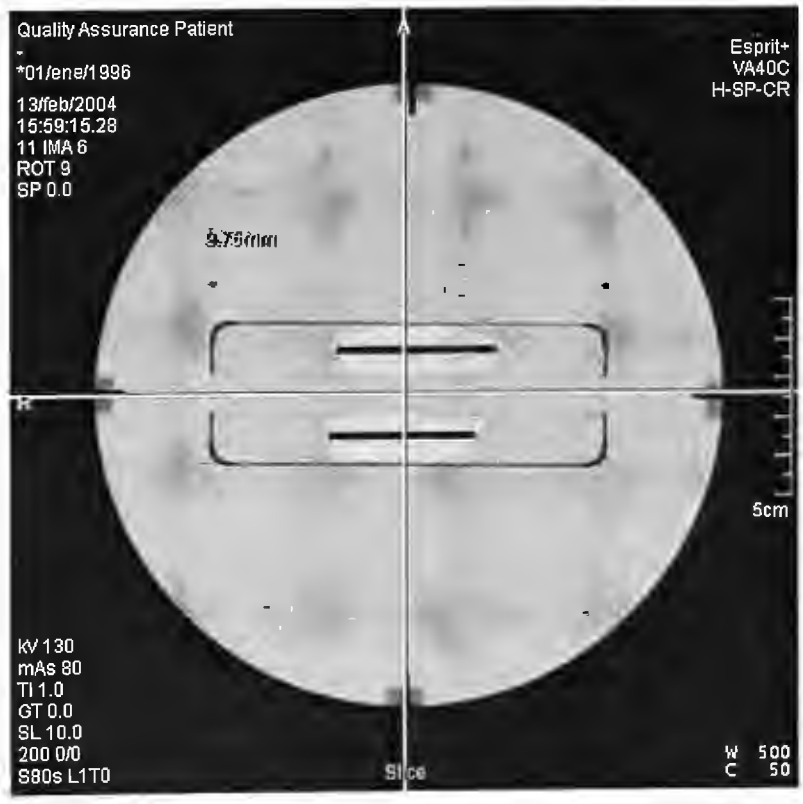

Quality Assurance Patient
-
*01-Jan-1996
13-Feb-2004 15:59
Tester: SPadilla
Esprit+
VA40C
Serial No. 35011
DMS No. 09676
Slice Thickness
nominal row 1.00 2.00 3.00 5.00 8.00 10.00
actual 1 1 14 2.14 3.13 5.11 7.95 9.75


Quality Assurance Patient
-
*01/ene/1996
13/feb/2004
15:58:38.85
11 IMA 2
ROT 5
SP 0.0
Esprit+
VA40C
H-SP-CR
5cm
kV 130
mAs 80
TI 1.0
GT 0.0
SL 2.0
200 0/0
S80s L1T0
W 500
C 50


Quality Assurance Patient
-
*01/ene/1996
13/feb/2004
15:58:47.24
11 IMA 3
ROT 6
SP 0.0
Esprit+
VA40C
H-SP-CR
5cm
kV 130
mAs 80
TI 1.0
GT 0.0
SL 3.0
200 0/0
S80s L1T0
W 500
C 50


Quality Assurance Patient
-
*01/ene/1996
13/feb/2004
15:58:55.43
11 IMA 4
ROT 7
SP 0.0
Esprit+
VA40C
H-SP-CR
5cm
kV 130
W 500
C 50

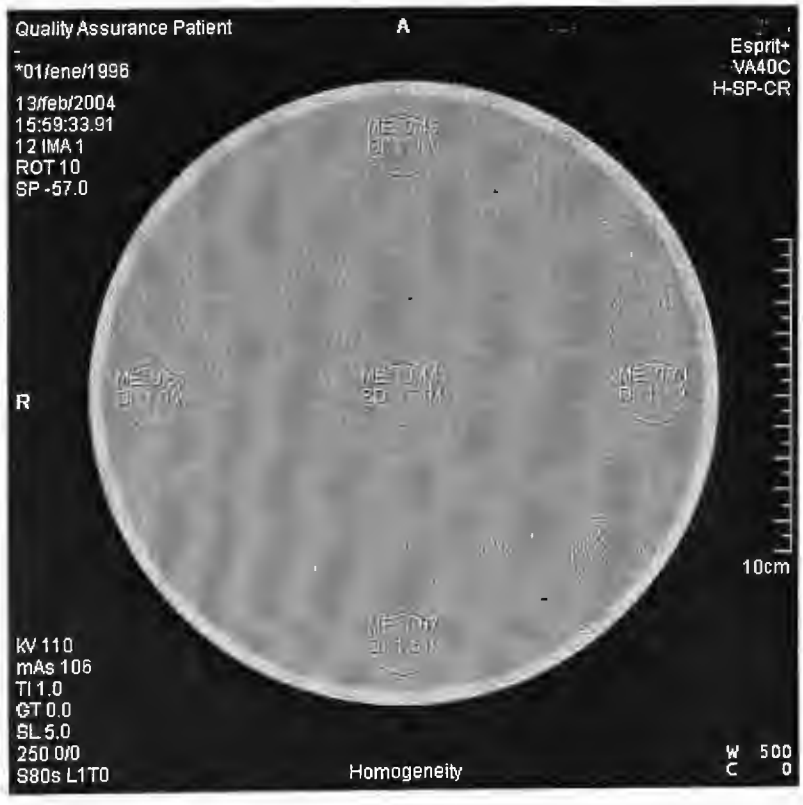

Quality Assurance Patient
*01/ene/1996
13/feb/2004
15:59:04.74
11 IMA 5
ROT 8
SP 0.0
Esprit+
VA40C
H-SP-CR
A
R
5cm
kV 130
mAs 80
TI 1.0
GT 0.0
SL 8.0
200 0/0
S80s L1T0
Slice
W 500
C 50

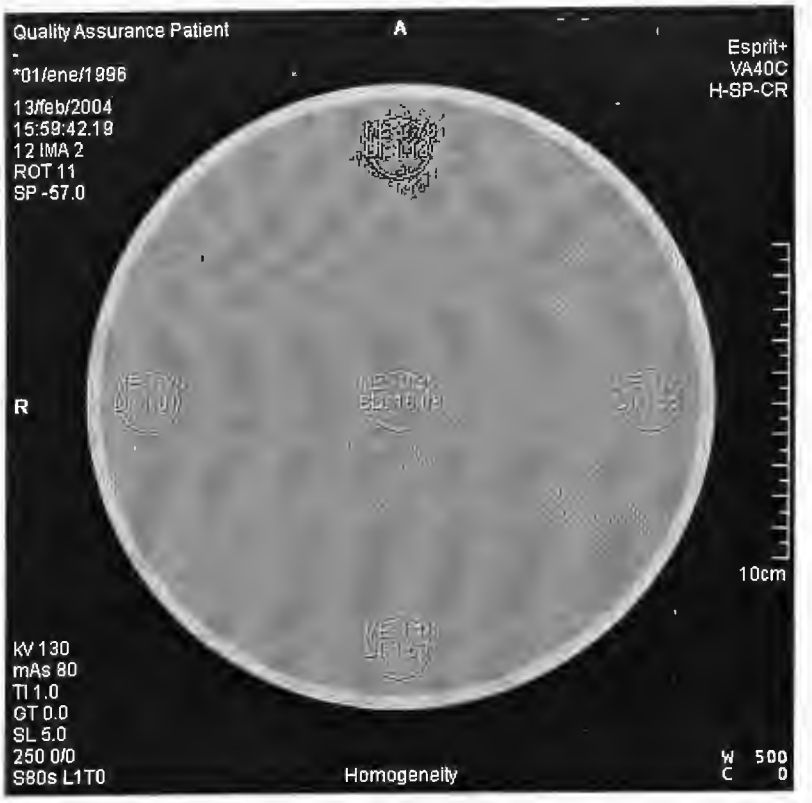

Quality Assurance Patient
*01/ene/1996
13/feb/2004
15:59:15.28
11 IMA 6
ROT 9
SP 0.0
Esprit+
VA40C
H-SP-CR
A
R
5cm
kV 130
mAs 80
TI 1.0
GT 0.0
SL 10.0
200 0/0
S80s L1T0
Slice
W 500
C 50

Quality Assurance Patient
-
*01-Jan-1996
13-Feb-2004 15:59
Tester: SPadilla

Esprit+
VA40C
Serial No. 35011
DMS No. 09676

Homogeneity	row	3	6	9	12
diff 110 kV	1	1.15	1.51	1.05	0.86
diff 130 kV	1	1.55	1.53	1.61	1.13

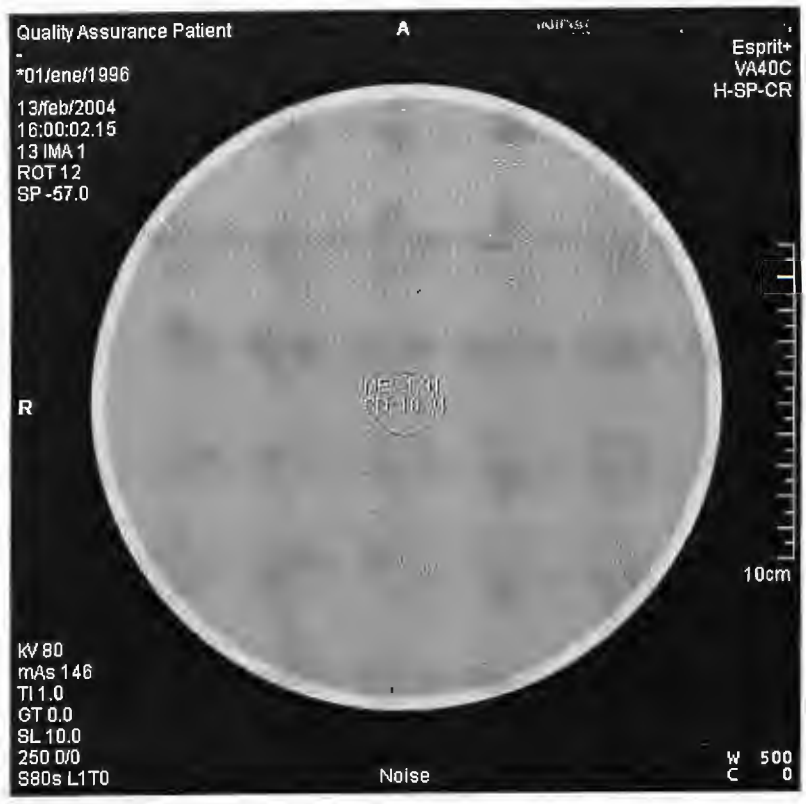


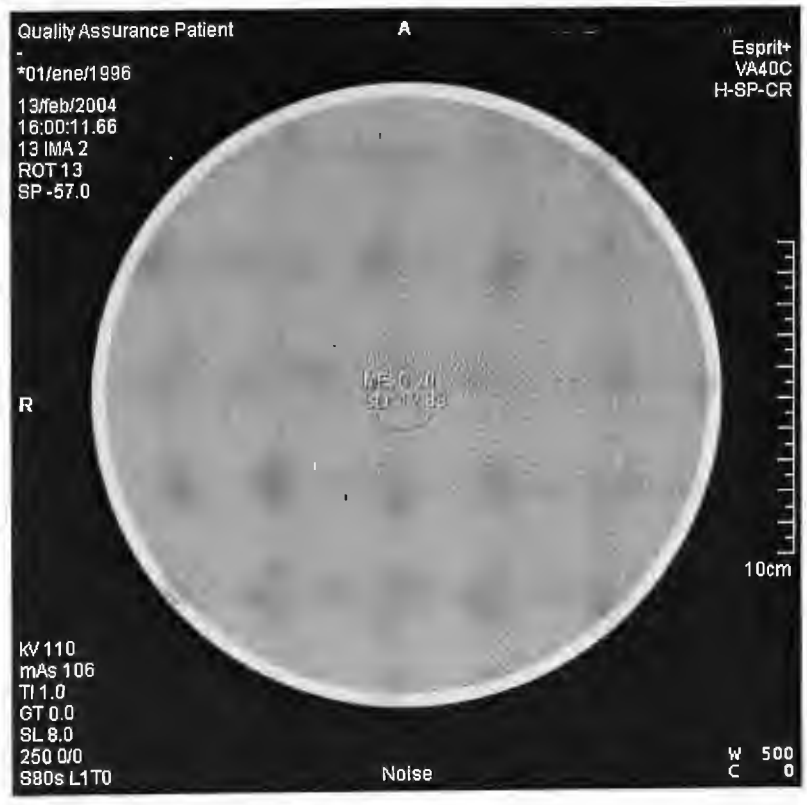


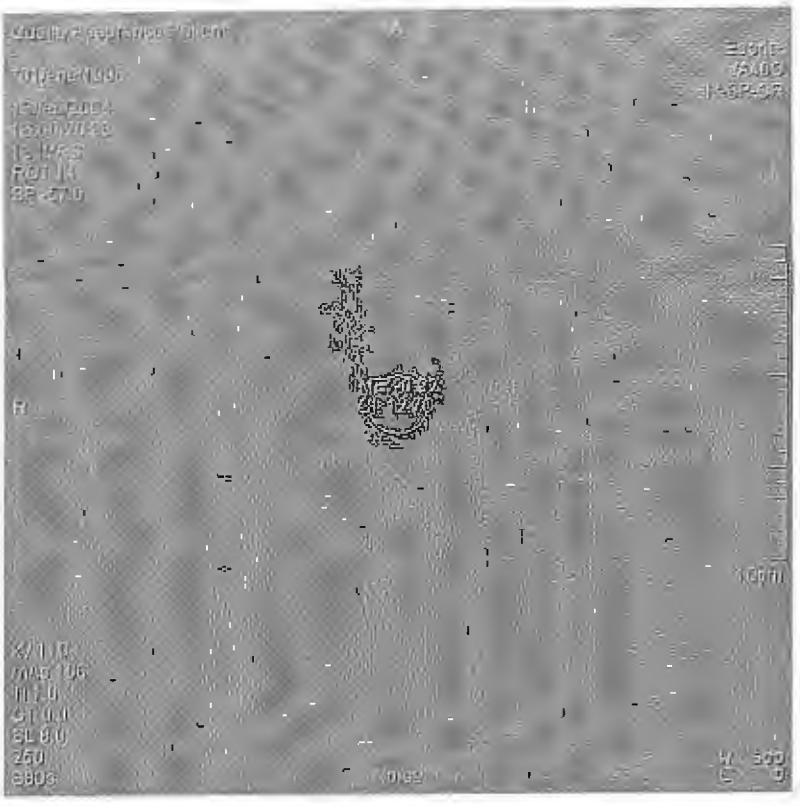
Quality Assurance Patient
-
*01-Jan-1996
13-Feb-2004 16:00
Tester: SPadilla

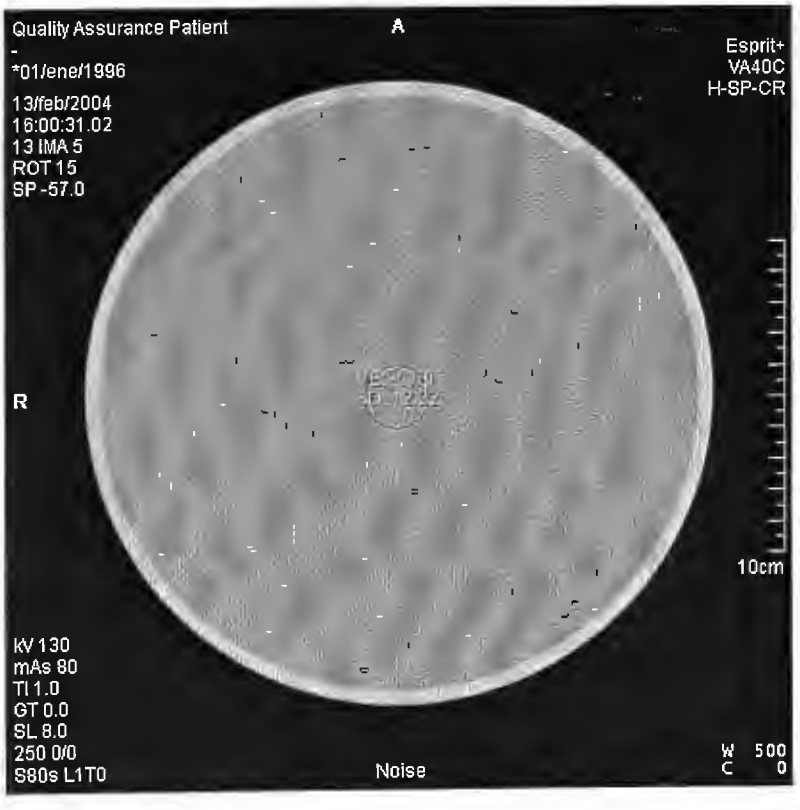
Esprit+
VA40C
Serial No. 35011
DMS No. 09676

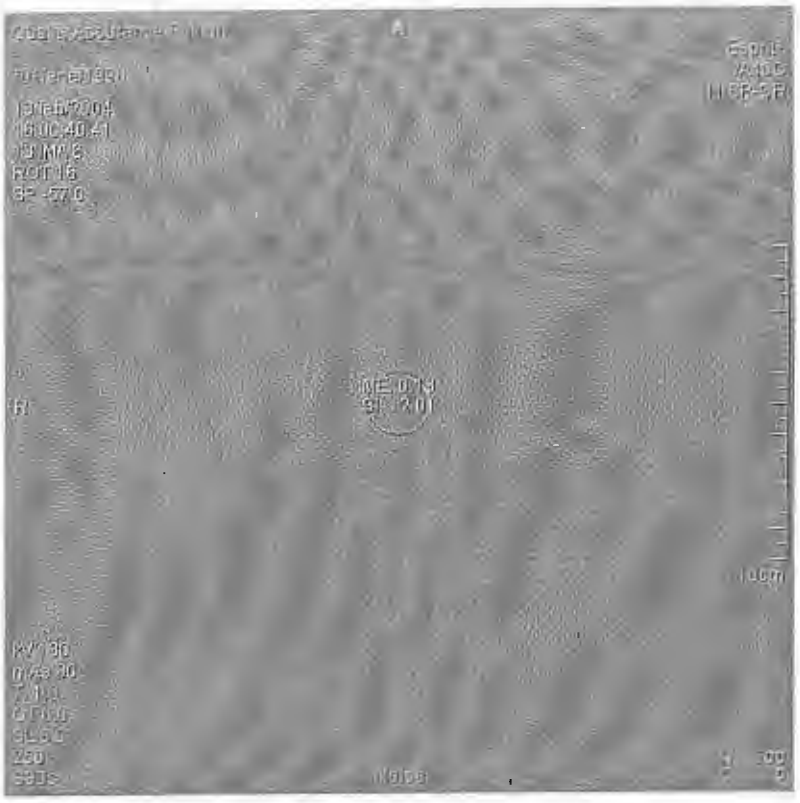
Noise	row	Water	Sigma	kV
80 kV	1	-1.91	-	80.00
110 kV	1	0.20	12.70	103.60
130 kV	1	-0.00	12.01	124.00


Quality Assurance Patient
-
*01/ene/1996
13/feb/2004
16:00:02.15
13 IMA 1
ROT 12
SP -57.0
A
Esprit+
VA40C
H-SP-CR
R
10cm
kV 80
mAs 146
TI 1.0
GT 0.0
SL 10.0
250 0/0
S80s L1T0
Noise
W 500
C 0


Quality Assurance Patient
-
*01/ene/1996
13/feb/2004
16:00:11.66
13 IMA 2
ROT 13
SP -57.0
A
Esprit+
VA40C
H-SP-CR
R
10cm
kV 110
mAs 106
TI 1.0
GT 0.0
SL 8.0
250 0/0
S80s L1T0
Noise
W 500
C 0



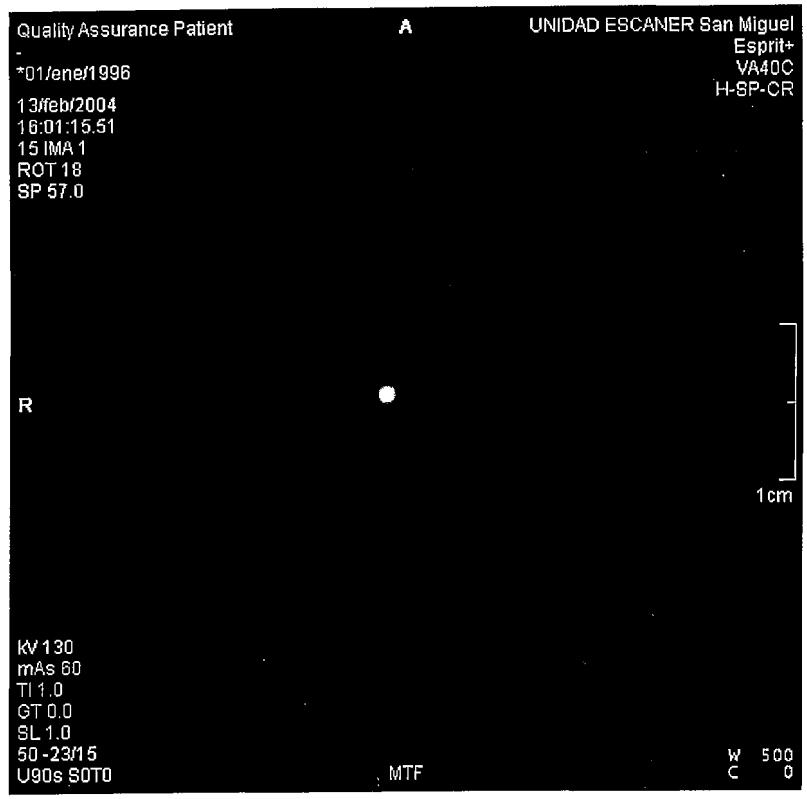

Quality Assurance Patient
-
*01/ene/1996
13/feb/2004
16:00:31.02
13 IMA 5
ROT 15
SP -57.0
A
Esprit+
VA40C
H-SP-CR
R
10cm
kV 130
mAs 80
TI 1.0
GT 0.0
SL 8.0
250 0/0
S80s L1T0
Noise
W 500
C 0

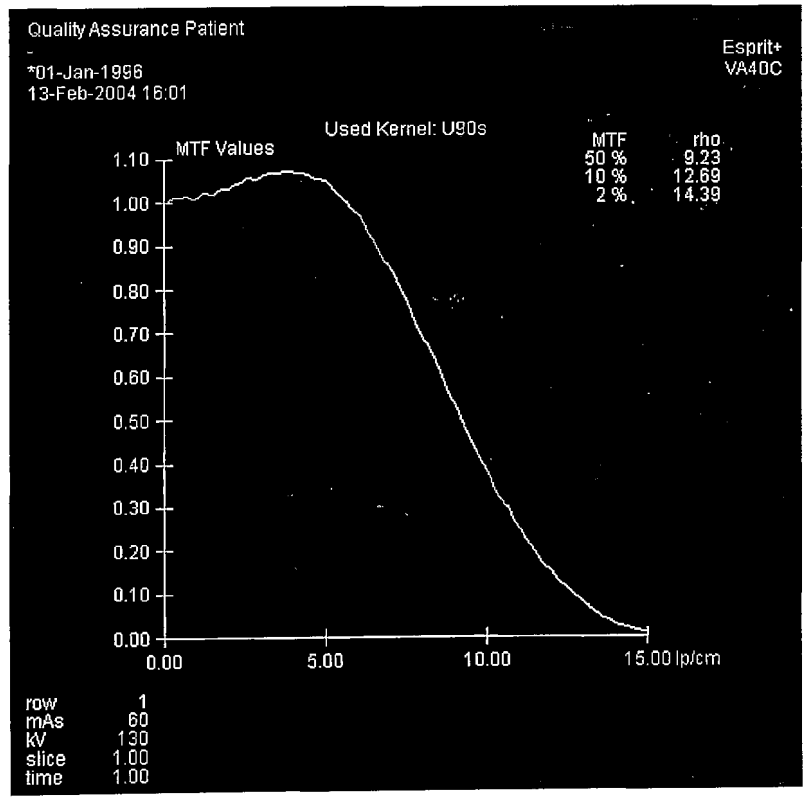


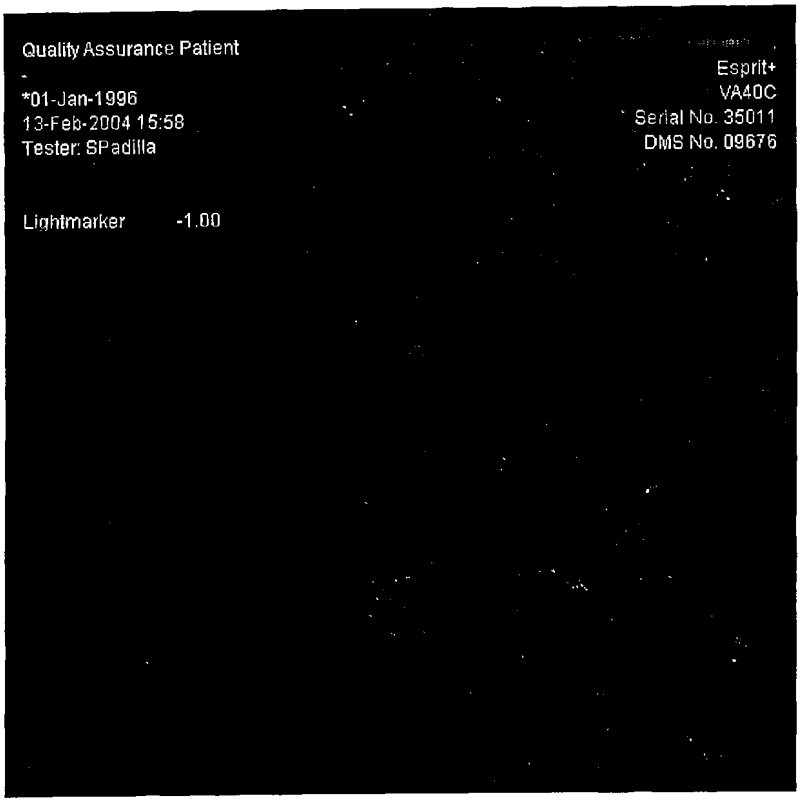
Quality Assurance Patient
-
*01-Jan-1996
13-Feb-2004 16:01
Tester: SPadilla

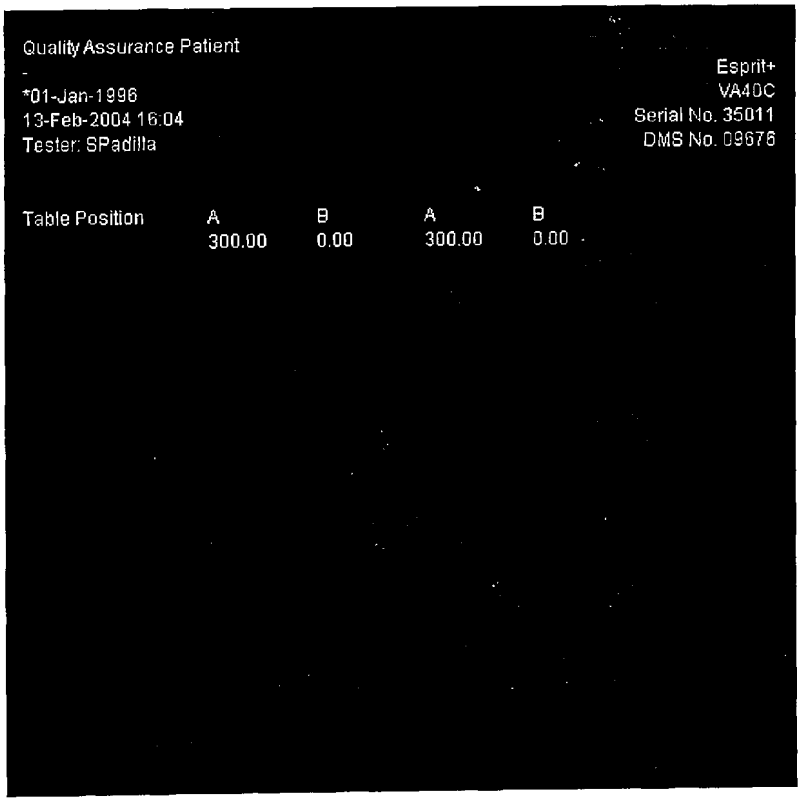
Esprit+
VA40C
Serial No. 35011
DMS No. 09676

MTF	row	50%	10%	2%
U90s	1	9.23	12.69	14.39


Quality Assurance Patient
-
*01/ene/1996
13/feb/2004
16:01:15.51
15 IMA 1
ROT 18
SP 57.0
A
UNIDAD ESCANER San Miguel
Esprit+
VA40C
H-SP-CR
R
1cm
kV 130
mAs 60
TI 1.0
GT 0.0
SL 1.0
50 -23/15
U90s SOTO
MTF
W 500
C 0


Quality Assurance Patient
-
*01-Jan-1996
13-Feb-2004 16:01
Esprit+
VA40C
Used Kernel: U90s
MTF Values
MTF rho
50 % 9.23
10 % 12.69
2 % 14.39
1.10
1.00
0.90
0.80
0.70
0.60
0.50
0.40
0.30
0.20
0.10
0.00
0.00
5.00
10.00
15.00 lp/cm
row 1
mAs 60
kV 130
slice 1.00
time 1.00


Quality Assurance Patient
-
*01-Jan-1996
13-Feb-2004 15:58
Tester: SPadilla
Esprit+
VA40C
Serial No. 35011
DMS No. 09676
Lightmarker -1.00


Quality Assurance Patient
-
*01-Jan-1996
13-Feb-2004 16:04
Tester: SPadilla
Esprit+
VA40C
Serial No. 35011
DMS No. 09676
Table Position A B A B
300.00 0.00 300.00 0.00

BIBLIOGRAFIA

- Seeram, Euclid; Computed Tomography; W.B. Saunders Company, second edition.
- Kalender, Willi A; Computed Tomography, Publicis MCD Verlag,
- Saha, Gopal B; Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine; Springer, second edition.
- Saha, Gopal B; Fundamentals of Nuclear Pharmacy; Springer, fourth edition.
- Electromedica; Multislice Computed Tomography: Basic Principles and Clinical Applications; Siemens Medical.
- Electromedica; The biograph: A Premium Dual – Modality PET / CT; Siemens Medical.
- Somatom Sensation Planning Guide; Siemens Medical
- LightSpeed 5.X Pre Installation; GE Medical
- ECAM Planning Guide: Siemens Medical.
- ECAT Planning Guide: Siemens Medical.
- Biograph Planning Guide; Siemens Medical.
- *Millennium MPR/MPS* Nuclear Imaging System Site Preparation Manual; GE Medical.
- *Millennium VG* Nuclear Imaging System Site Preparation Manual; GE Medical.
- Discovery ST Pre-Installation; GE Medical Systems.
- *Infinia* Site Preparation Manual Nuclear Medicine Imaging System; GE Medical.
- Marconi Medical Systems; Mx8000 Product Data.

- ECRI; Healthcare Produt Comparison System; June 2002
- Krestel, Erich; Imaging Systems for Medical Diagnostics; Siemens Aktiengesellschaft.
- NEMA Standards Publication NU 1-2001, *Performance Measurements of Scintillation Cameras.*
- Baca Urbina, Gabriel; Evaluación de proyectos; Mc Graw Hill, 4° edición.
- MSPAS, "Guía para la Practica Segura en Radiología Diagnostica e Intervensionista"; UNRA, 2001.
- MSPAS, "Reglamento Especial de Protección y Seguridad Radiológica", Art. 191 del Código de Salud.