



UNIVERSIDAD DE LOS ANDES  
FACULTAD DE CIENCIAS  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

**DESARROLLO DE UN PROTOCOLO DE  
CONTROL DE CALIDAD PARA TOMOGRAFÍA  
COMPUTARIZADA HELICOIDAL**

**Rita Yolanda Castillo Castillo**

Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica,  
Unidad de Tecnología Nuclear,  
Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas,  
Miranda, Venezuela

Mérida, Mayo 2008



**C I E N C I A S**  
UNIVERSIDAD DE LOS ANDES  
MÉRIDA VENEZUELA

## ACTA DE TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

En Mérida a los ocho días del mes mayo del año 2008, a las 2:00 p.m., se reunieron los Profesores **LILA INÉS CARRIZALES SILVA, RODRIGO CASANOVA** y **MISAE ROSALES**, miembros del Jurado designado por el Departamento de Física y aprobado por el Consejo de la Facultad de Ciencias, dirigidos por los Profesores **LILA INÉS CARRIZALES SILVA (TUTOR-IVIC)** y **FULGENCIO RUEDA (COTUTOR-ULA)**, para revisar el Trabajo Especial de Grado que lleva como título:

### “DESARROLLO DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA HELICOIDAL”

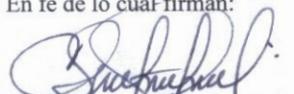
Presentado por la Bachiller **RITA YOLANDA CASTILLO CASTILLO**, titular de la Cédula de Identidad N° V-17.456.871, para optar por el título de:

### LICENCIADO EN FÍSICA

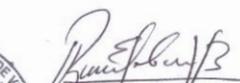
en la Facultad de Ciencias de la Universidad de Los Andes. Acto seguido, se procedió a oír la exposición que sobre el tema, arriba mencionado, realizó la bachiller **CASTILLO CASTILLO**. Después del correspondiente interrogatorio, el Jurado procedió a deliberar sobre el contenido de la misma.

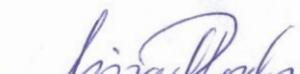
Finalmente el Jurado lo declaró **APROBADO**, con la calificación de **VEINTE (20) PUNTOS Y RECOMENDADO PARA SU PUBLICACIÓN**.

En fe de lo cual firman:

  
Prof. (a) Lila Carrizales Silva  
Tutor (IVIC)



  
Prof. Rodrigo Casanova  
Jurado

  
Prof. Misael Rosales  
Jurado

DEPARTAMENTO DE FÍSICA

150-08

Núcleo "Pedro Rincón Gutiérrez", Edificio "E", Facultad de Ciencias Mérida 5101 - República Bolivariana de Venezuela  
Teléfono: (58 - 274) 240 1318 / 240 1319 / 240 1320 / 240 1321 - Fax: 240 1318 / 240 1286 - Web: www.ciens.ula.ve \_Corre\_ jffisica@ula.ve

## Resumen

Se diseñó un Protocolo de Control de Calidad (PCC) para Tomografía Computarizada Helicoidal (TCH), con el objetivo de establecer criterios que contribuyan alcanzar un uso eficiente de las radiaciones ionizantes y permitan la obtención de imágenes diagnóstica de alta calidad con el menor riesgo posible al paciente y al Personal Ocupacionalmente Expuesto; para ello se realizó pruebas de protección radiológica para conocer la Dosis Equivalente Ambiental en las áreas adyacentes al recinto de irradiación y se evaluó todo los parámetros físicos, mecánicos, eléctrico de los siete equipos TCH: GE (HiSpeed 46827BI2), GE (HiSpeed Dual 71894HM9), GE (HiSpeed Dual 158882HM1), GE (Light-Speed 360010CN3), Siemens (Somaton Ar. Star 14682), Siemens (Somaton Emotion Duo 2502), Philips (Acqsim CT 3248); que se encuentran en diferentes Clínicas y Hospitales en la ciudad de Caracas, mediante la utilización de maniqués y comparando cada resultado obtenido de las pruebas con las tolerancias establecidas en normas nacionales e internacionales.

*A mis padres, por darme la oportunidad de pertenecer en este Universo...*

# Agradecimientos

Quiero expresar mi agradecimientos a todas las personas e instituciones que directa o indirectamente, me han ayudado en la realización de este trabajo. En especial a:

- A el Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC), por su aceptación en esta área de investigación y por toda la ayuda ofrecida como estudiante de pregrado.
- A la Unidad de Tecnología Nuclear, por ofrecerme la oportunidad de ser parte de ellos, a todo el personal por su cariño y atención.
- Al Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica, por todos las atenciones prestadas y ponerme a disposición sus instalaciones, instrumentos y materiales necesarios para la realización de este trabajo. A todo el personal que labora en el laboratorio a la Sra. Deisy Silva, Prof. Douglas Guacarán, Lic. Ailed Moreno, Ing. José Durán, Lic. Carlos Leal, gracias por su apoyo, compañía en cada medición, por hacer que cada momento en el laboratorio sea grato y por darme la oportunidad de disfrutar junto a ustedes.
- A la M.Sc. Lila Carrizales Silva, mi tutora por iniciar en esta área de la física médica a nivel nacional, por todo su apoyo incondicional, por todos los conocimientos y enseñanzas impartida.
- A la Shell de Venezuela por el financiamiento para mi estadía estudiantil en la UTN, sin el cual hubiese sido imposible realizar esta investigación.
- A las clinicas y Hospitales: Hospital Militar Vicente Salias, Hospital Universitario de Caracas, Hospital Padre Machado, Clinica Leopoldo Agerrevere, Clínica Herrera Lynch, Clínica Vista California, Clínica Docente el Paso, por permitirnos el acceso a sus instalaciones y de las imágenes de TC utilizadas en el presente trabajo, con un especial reconocimiento al personal de estos centros por la amabilidad y colaboración que han mostrado.
- Al Ing. Nelson Sánchez de la empresa Gevenmed, por haberme facilitado los equipos GE HISpeed Dual 71894HM9 y GE HISpeed 46827BI2 para la mediciones, aprecio toda su atención, colaboración e interés prestado.
- Al Lic. José Laya por ayudarme en todo momento, por las respuestas rápidas y eficientes.

- A la Facultad de Ciencias de la Univeridad de los Andes, por la formación académica y científica.

Y en el plano personal tengo una deuda de agradecimiento a:

- Mis padres María y Mario por confiar en mí y por ayudarme alcanzar mi sueño.
- Mis hermanos Iris, Nelson, Moisés por brindarme todo su apoyo en cada momento y motivación para conseguir este objetivo.
- Mi primo Orlando Andrade por su preocupación, e interés para la realización de este trabajo.
- Mis amigos Leonardo Molina y Fredderick Moreno por cada momento compartido en la carrera, por las largas horas de estudio discutiendo lo fascinante y extraordinario de la ciencia.
- Y a todos mis amigos que han compartido esta pasión connmigo, acompañandome y aconsejandome en cada momento de la carrera.

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Objetivos . . . . .	3
<b>2. Principios Básicos</b>	<b>5</b>
2.1. La Producción de Rayos X . . . . .	5
2.2. Interacción de los Rayos X con la materia . . . . .	7
2.3. Detección de los Rayos X . . . . .	8
2.4. Colimación del haz de rayos X . . . . .	10
2.5. Reconstrucción de imagen . . . . .	11
2.6. Geometría de los Escáneres TC . . . . .	13
2.7. Tomografía Computarizada Helicoidal . . . . .	15
<b>3. Parámetros Físicos en TC Helicoidal</b>	<b>18</b>
3.1. Programa de Protección Radiológica . . . . .	19
3.2. Parámetros Eléctricos y Mecánicos . . . . .	19
3.3. Calidad de imagen . . . . .	20
3.3.1. Valores de los números TC . . . . .	20
3.3.2. Resolución espacial . . . . .	20
3.3.3. Resolución de contraste . . . . .	22
3.3.4. Ruido en la imagen . . . . .	22
3.3.5. Linealidad y Escala de Contraste . . . . .	24
3.3.6. Artefactos . . . . .	25
<b>4. Protocolo de Control de Calidad en TC helicoidal</b>	<b>28</b>
4.1. Materiales . . . . .	28
4.1.1. Maniqués . . . . .	28
4.1.2. Tomógrafos Helicoidales . . . . .	30
4.2. Protección radiológica . . . . .	33
4.3. Parámetros Mecánicos . . . . .	34
4.3.1. Alineación del haz de radiación . . . . .	34
4.3.2. Desplazamiento de la camilla . . . . .	35
4.3.3. Localización de la imagen reconstruida . . . . .	36

4.3.4.	Espesor efectivo de corte . . . . .	36
4.3.5.	Avance de la camilla entre cortes . . . . .	37
4.3.6.	Valor del parámetro pitch para equipos TC helicoidales . . . . .	38
4.4.	Calidad de imagen . . . . .	39
4.4.1.	Valores de los números TC . . . . .	39
4.4.2.	Uniformidad . . . . .	40
4.4.3.	Estabilidad Temporal . . . . .	41
4.4.4.	Resolución espacial . . . . .	41
4.4.5.	Resolución de contraste . . . . .	43
4.4.6.	Ruido en la imagen . . . . .	44
4.4.7.	Linealidad y escala de contraste . . . . .	45
4.4.8.	Artefactos . . . . .	46
<b>5.</b>	<b>Resultados y Análisis</b>	<b>48</b>
5.1.	Protección Radiológica . . . . .	48
5.2.	Pruebas Mecánicas . . . . .	49
5.2.1.	Alineación del haz de radiación . . . . .	49
5.2.2.	Desplazamiento de la camilla . . . . .	49
5.2.3.	Localización de la imagen reconstruida . . . . .	50
5.2.4.	Espesor Efectivo de Corte . . . . .	50
5.2.5.	Avance de la camilla entre cortes . . . . .	51
5.2.6.	Valor del parámetro pitch para equipos TC helicoidales . . . . .	51
5.3.	Calidad de imagen . . . . .	52
5.3.1.	Valores de los Números TC . . . . .	52
5.3.2.	Uniformidad . . . . .	53
5.3.3.	Estabilidad Temporal . . . . .	53
5.3.4.	Resolución espacial . . . . .	53
5.3.5.	Resolución de contraste . . . . .	55
5.3.6.	Ruido en la imagen . . . . .	56
5.3.7.	Linealidad y escala de contraste . . . . .	58
5.3.8.	Artefactos . . . . .	60
<b>6.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>61</b>
<b>A.</b>	<b>Protocolo para el Control de Calidad de Tomógrafos Computarizados Helicoidales</b>	<b>63</b>

# Índice de figuras

1.1. El escáner TC contiene una fuente emisora de rayos X y un conjunto de detectores . . . . .	1
2.1. El tubo de rayos X . . . . .	5
2.2. Espectro de radiación de un tubo de rayo X de TC . . . . .	6
2.3. Tubo de rayos X utilizado en TC . . . . .	6
2.4. Efecto Fotoeléctrico . . . . .	7
2.5. Dispersión Compton . . . . .	7
2.6. La interacción de los rayos X con la materia . . . . .	8
2.7. Detector de centelleo . . . . .	9
2.8. Modelo de dos detectores de estado sólido utilizados en TC. . . . .	10
2.9. El colimador pre-paciente y post-paciente . . . . .	10
2.10. Coeficiente de atenuación lineal . . . . .	11
2.11. La intensidad de radiación varía en función a la rotación del sistema . . . . .	12
2.12. Relación entre el espacio real y el espacio de Radon . . . . .	12
2.13. Matriz TC . . . . .	13
2.14. Geometría de los escáneres TC . . . . .	14
2.15. TC helicoidal . . . . .	16
3.1. Diseño interno de un Gantry para TC . . . . .	19
3.2. Una imagen TC con contornos borrosos de un objeto orgánico de contornos definidos. . . . .	20
3.3. Resolución de contraste en imagen TC . . . . .	22
3.4. Ruido en la imagen . . . . .	23
3.5. Gráfico de linealidad . . . . .	24
3.6. Artefactos producto a la geometría de los componentes del sistema . . . . .	25
3.7. Artefactos producto por los algoritmos de reconstrucción de imagen . . . . .	26
3.8. Artefactos producto por el endurecimiento del haz . . . . .	27
3.9. Artefactos producto por los sistemas helicoidales . . . . .	27
4.1. Maniquí cabeza/abdomen . . . . .	29
4.2. Maniquíes fabricados de agua líquida . . . . .	29
4.3. Tomógrafo helicoidal GE HiSpeed. . . . .	30
4.4. Tomógrafo helicoidal GE HiSpeed Dual. . . . .	30

4.5. Tomógrafo helicoidal GE LightSpeed. . . . .	31
4.6. Tomógrafo helicoidal Siemens Ar. Star . . . . .	31
4.7. Tomógrafo helicoidal Siemens Emotion Duo . . . . .	32
4.8. Tomógrafo helicoidal Philips Acqsim CT . . . . .	32
4.9. Recinto de irradiación y la cámara de ionización . . . . .	33
4.10. Maniquí región cabeza y los insertos HELIX . . . . .	34
4.11. Placa PMMA y tres marcas radiopacas sobre la camilla del paciente . . . . .	35
4.12. Dos insertos ALUMINUM RAMP y el FWHM del perfil de la sensibilidad de corte . . . . .	37
4.13. Insertos PLAIN y maniqués de agua . . . . .	39
4.14. Cinco ROI's en un corte del maniquí de agua . . . . .	40
4.15. Inserto HIGH CONTRAST RESOLUTION colocado en el maniquí región cabeza . . . . .	42
4.16. Inserto LOW CONTRAST DETECTABILITY colocado en el maniquí región cabeza . . . . .	44
4.17. Cilindros de distintos materiales y diferentes coeficiente de atenuación lineal . . . . .	46
4.18. Maniquí región cabeza y los insertos COMPACT BONE ROD, ALIGNMENT . . . . .	47
5.1. Dos imágenes obtenida en la prueba de resolución espacial . . . . .	54
5.2. Ruido vs. Espesor de corte . . . . .	57
5.3. Ruido vs. Corriente de emisión . . . . .	58
5.4. Curvas de linealidad para los siete equipos TC . . . . .	59
5.5. Artefactos de línea . . . . .	60

# Índice de Tablas

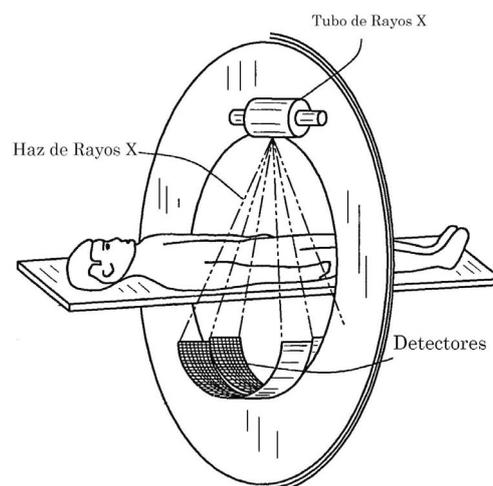
3.1. Número TC para diferentes materiales [5] . . . . .	21
3.2. Valores de los coeficiente de atenuación y número TC de diferentes materiales. . . . .	24
5.1. Valores obtenidos para la dosis equivalente ambiental en tres puntos adyacentes al recinto de irradiación. . . . .	48
5.2. Valores obtenidos para la alineación del haz de radiación con respecto al plano de exploración. . . . .	49
5.3. Valores medidos del desplazamiento de la camilla . . . . .	50
5.4. Medidas de la localización de la imagen para cinco tomógrafos helicoidales . . . . .	50
5.5. Valores obtenidos para el espesor efectivo de corte . . . . .	51
5.6. Valores medidos del desplazamiento de la camilla entre cortes . . . . .	51
5.7. Valores del pitch obtenidos para cada equipos helicoidales . . . . .	52
5.8. Valores de los número TC para los diferentes equipos TC Helicodales . . . . .	52
5.9. Valores obtenidos para la uniformidad en los diferentes tomógrafos helicoidales . . . . .	53
5.10. Orificios resueltos para cada equipo helicoidal . . . . .	54
5.11. Medidas obtenidas para la función de modulación de transferencia (MTF) . . . . .	55
5.12. Medidas obtenidas para la resolución de contraste . . . . .	56
5.13. Valores del porcentaje de contraste obtenidos para los diferente equipo helicoidales . . . . .	56
5.14. Valores medidos para el ruido en la imagen . . . . .	57
5.15. Valores de escala de contraste obtenido para los diferentes marcas de Tomógrafos Helicoidales . . . . .	60

# Capítulo 1

## Introducción

La Tomografía Computarizada (TC) fue descrita y puesta en práctica por G. Hounsfield y A. Cormack en la década de los 70, con la intención de producir imágenes transversales del cuerpo humano [1]. Demostraron que los rayos X que atraviesan cualquier cuerpo contienen información de todos los órganos constituyentes del cuerpo humano por los que se transporta el haz fotones. Esta idea orientó el diseño de los primeros equipos de TC, que permitían conocer la atenuación de los diferentes tejidos orgánicos al ser atravesados por los rayos X [2].

El propósito básico de la TC, se fundamenta en la reconstrucción de la estructura interna de un objeto a partir de múltiples proyecciones [1], [2]. Para explicar este principio la forma más sencilla consiste en el uso de un haz de rayos X finamente colimado y un conjunto de detectores conectados de tal modo que realicen barridos o traslaciones alrededor del paciente (Fig. 1).



**Figura 1.1: El escáner TC contiene una fuente emisora de rayos X y un conjunto de detectores; ambos se mueven de forma sincronizada alrededor del paciente en un modelo combinado de traslación-rotación.**

Las estructuras internas del cuerpo atenuarán el haz de rayos X según sus respectivos valores de número atómico y densidad de masa. La intensidad de radiación detectada variará, de acuerdo a este modelo de

atenuación y conformará un perfil de intensidad llamado proyección que será almacenado en formato digital en un ordenador y así reconstruir una imagen final de las estructuras anatómicas implicadas.

Durante las últimas décadas, esta técnica TC ha evolucionado considerablemente y en especial, con el desarrollo de la tecnología de los detectores, la reducción del tiempo de exposición y la introducción de equipos que permiten realizar irradiaciones en hélice alrededor del paciente. Hoy en día, gran parte de los nuevos modelos de TC incorporan tecnología multicorte, utilizan versiones avanzadas de software de reconstrucción y tratamiento de la imagen, amplían su campo de aplicación a nuevas áreas de la medicina y permiten el uso de modos de funcionamiento de ahorro de dosis de radiación al paciente.

Aunque los exámenes de TC sólo representan entre el 5 y el 10% del total de exámenes con fines diagnósticos, la dosis de radiación que se imparte con ellos a los pacientes es, en general, significativamente más alta que la de los exámenes convencionales con rayos X. Por ello, los estudios de TC representan la mayor fuente de exposición en radiodiagnóstico [2]. El control de la dosis impartida al paciente, conjuntamente con la calidad en exploraciones en radiodiagnóstico, constituye los primeros indicadores del estado global del sistema TC, a partir del cuál se deciden actuaciones de verificación dirigidas a elementos concretos para corregir comportamientos anómalos. Para obtener datos relevantes, las medidas deben realizarse preferentemente sobre maniqués estándar, basado en las especificaciones y estandarizaciones de un conjunto de parámetros ejecutables, tales como:

- mediciones de los parámetros físicos de los generadores de radiación, los dispositivos de formación de imágenes y las instalaciones de irradiación en el momento de su puesta en servicio, y periódicamente en lo sucesivo;
- la verificación de los factores físicos y clínicos apropiados utilizados para el diagnóstico o el tratamiento de los pacientes; así como el registro de dosis impartidas.
- registros por escrito de los procedimientos significativos, sus estimaciones y sus resultados;

Para cumplir con estos requisitos se organiza un programa de control de calidad basado en que los controles diarios, semanales y mensuales que estén a cargo del personal de radiodiagnóstico mientras que los controles menos frecuentes queden a cargo del experto calificado en física médica en radiodiagnóstico, quien asimismo puede hacer el asesoramiento y evaluación de todos los resultados de las pruebas ejecutadas en las visitas anteriores.

Si bien en Venezuela se viene desarrollando programas de aseguramiento de la calidad de radioterapia, aún en radiodiagnóstico no existen programas que permitan controlar los parámetros físicos adecuados para el diagnóstico de imagen y las dosis administrada al paciente; ya que a nivel nacional se observa la escasez de Físicos Médicos (FM) especializados en esta área, debido en parte a que ésta es una profesión relativamente nueva, a la falta de reconocimiento legal de la profesión y a la falta de reconocimiento en muchos centros de nuestro país en lo referente a la importancia del trabajo multidisciplinario, para el buen desempeño de la aplicación de las tecnologías modernas en la atención de pacientes.

El país requiere formar FM responsables de optimizar el diagnóstico y el tratamiento de pacientes, capaces de diseñar e implementar nuevas técnicas e instrumentaciones para el análisis de señales e imágenes, control de equipos y procedimientos de medición garantizando la calidad de los aspectos técnicos que intervienen en

los procesos, la efectividad y la seguridad de los mismos, reduciendo así las probabilidades de accidentes. Si embargo en los últimos años, se han incrementando programas universitarios de formación académica que pretenda satisfacer la demanda creciente de FM, esto se explica en parte por el aumento y complejidad de la tecnología de equipos médicos en radiodiagnóstico que se incorpora a los hospitales y clínica públicas y privadas a nivel nacional, con el fin de atender la demanda del pueblo venezolano. Actualmente existen 90 TC helicoidales y es menester implantar un Protocolo de Control de Calidad (PCC) para TC helicoidales a nivel nacional a fin de optimizar la calidad de los diagnóstico, disminuir el riesgo al Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE), incrementar la capacidad para atender a un número mayor de pacientes, disminuir el consumo de insumos operativos, el número de paradas imprevistas debido a la detección oportuna de las fallas del sistema y finalmente y los más importante administrar al paciente una dosis adecuada garantizando la calidad de imagen.

## 1.1. Objetivos

El objetivo general de este trabajo es el desarrollar un protocolo para el control de calidad de equipos de TC helicoidal, para alcanzar un uso eficiente de las radiaciones ionizantes, que permitan la obtención de imágenes de alta calidad diagnóstica con el menor riesgo posible al paciente y al Personal Ocupacionalmente Expuesto.

Dicho objetivo ha sido abordado operativamente en dos etapas sucesivas: la primera consistió en el diseño del protocolo propiamente dicho, basado en el Protocolo del LSCD [35], protocolo nacionales e internacionales; la segunda, en la aplicación del protocolo en exploraciones de TC sobre maniqués y su validación mediante una comparación con las tolerancias establecidas en normas nacionales e internacionales.

Operativamente la primera etapa ha consistido en:

- Estudiar y verificar los parámetros mecánicos y eléctricos que afectan el buen funcionamiento de los equipos TC helicoidales, tales como: la alineación del haz de radiación, desplazamiento de la camilla del paciente, espesor efectivo de corte, localización de la imagen reconstruida.
- Estudiar los parámetros físicos que afecta la calidad de imagen, tales como: uniformidad, resolución espacial, resolución de contraste, ruido en la imagen, linealidad, artefactos.
- Diseñar un protocolo para controlar los parámetros mecánicos y eléctricos, calidad de imagen; basado en las normativas internacionales y nacionales para el buen desempeño de los equipos TC y así obtener imágenes con alto contenido de información diagnóstica.
- Emplear material necesario para realizar el control, la instrumentación necesaria para aplicar el protocolo a la vez que orienta sobre el procedimiento de medida aconsejado.
- En cada prueba eléctrica, mecánica y de calidad de imagen establecer tolerancias con márgenes amplios que pueden ser reconsiderados por las normativas venezolanas (COVENIN 218-1 [17], COVENIN 218-2 [18], GACETA OFICIAL 38572 [19]) o en muchos casos los fabricantes de los equipos podrán aconsejar otros valores más estrictos.

De modo similar, los objetivos operativos de la segunda etapa se han concretado en:

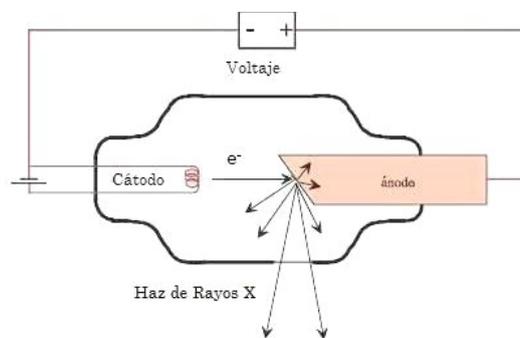
- Realizar pruebas de protección radiológica para conocer la Dosis Equivalente Ambiental en las áreas adyacentes al recinto de irradiación, pruebas de los parámetros mecánicos y eléctricos, calidad de imagen a siete equipos helicoidales: GE (HiSpeed 46827BI2), GE (HiSpeed Dual 71894HM9), GE (HiSpeed Dual 158882HM1), GE (LightSpeed 360010CN3), Siemens (Somaton Ar. Star 14682), Siemens (Somaton Emotion Duo 2502), Philips (Acqsim CT 3248); que se encuentran en diferentes Clínicas y hospitales en la ciudad de Caracas.
- Realizar las pruebas empleando un maniquí fabricado de un material de plástico equivalente al agua sólida, construido de dos regiones como son: la cabeza, abdomen y contiene insertos que simulan diferentes densidades del cuerpo humano los cuales son introducidos dentro de las cavidades del maniquí, para realizar las diferentes pruebas de control de calidad.
- Evaluar, analizar y comparar cada resultado obtenido de los siete equipos, verificando la tolerancias registrada en el protocolo y los parámetros físicos que afectan la calidad y el funcionamiento del mismo.

# Capítulo 2

## Principios Básicos

### 2.1. La Producción de Rayos X

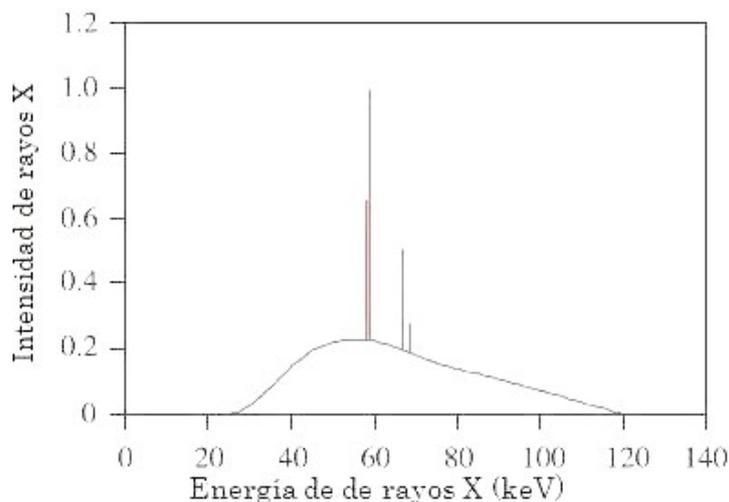
Un tubo convencional de rayos X está constituido básicamente de un cátodo y un ánodo colocados dentro de un envase de vidrio una ampolla al vacío (Fig. 2.1). El cátodo consiste de un filamento de wolframio, a través del cual se hace pasar una corriente que produce emisión termiónica generando un haz de electrones el cual es acelerado por una diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo, hacia un blanco denominado ánodo de wolframio. Los electrones al ser frenados bruscamente en el blanco, emiten radiación electromagnética conocido como espectro continuo o (*bressthahlung*) [3].



**Figura 2.1:** El tubo de rayos X funciona básicamente mediante un filamento de wolframio (cátodo), al aplicar una corriente eléctrica, se calienta a grandes temperaturas, generando así un flujo de electrones que son acelerados hacia el ánodo de wolframio por medio de un voltaje, de lo cual se desprende radiación infrarroja y rayos X.

El número atómico del material del que está construido el blanco y la velocidad del haz de electrones determina la energía máxima y la forma del espectro (Fig. 2.2), otro componente del espectro de rayos X, es la radiación característica, la cual se debe a transiciones electrónicas entre estados excitados en los átomos del blanco que se producen cuando un electrón de muy alta energía interactúa con un electrón ubicado en la capa interna de un átomo del blanco, éste último recibe suficiente energía como para salir de su estado fundamental y escapar del átomo originando un hueco en dicha capa donde los electrones de energía más

alta pasan a llenar el hueco, las transición electrónicas consiguientes se acompañan de las emisiones de rayos X. La constante excitación y recuperación de su nivel fundamental por parte de los electrones de la capa interna es responsable de la generación de calor en el ánodo de los tubos de rayos X, por lo general, más del 99% de la energía cinética del proyectil se convierte en energía térmica, lo que deja menos de 1% disponible para producir rayos X.



**Figura 2.2: Espectro de radiación de un tubo de rayo X de TC, operado con 120kV**

Los tubos de rayos X usados en TC (Fig. 2.3) funciona con un rango de voltaje aplicado entre 80kV a 150kV e intensidades de corriente entre 100mA a 1200 mA [4].



**Figura 2.3: Tubo de rayos X utilizado en TC**

Los ánodos generalmente están adosados con rotores de alta velocidad para favorecer la disipación del calor y la frecuencia de barrido secuencial. Los escáneres TC diseñados para la producción de imágenes con alta resolución espacial contienen tubos de rayos X con punto focal pequeño que oscilan entre 0,1mm y 0,5mm, este tamaño se controla por el calentamiento del filamento. La experiencia ha demostrado que la causa principal de errores de funcionamiento de los tomógrafos se debe a fallas en el generador y en el tubo de rayos X, produciendo imágenes de poca calidad y elevando innecesariamente las dosis al paciente;

en muchos casos son debidas a la radiación dispersa, que puede ser modificada si se interpone un filtro en el haz útil de rayos X, reduciendo la dosis que recibe el paciente, por la filtración selectiva de los rayos de baja energía, mejorando así el contraste en la imagen TC. Para filtrar los rayos X se utiliza aluminio con espesores de 3mm a 7mm [4], adecuados para dar lugar a un haz de radiación más penetrante.

## 2.2. Interacción de los Rayos X con la materia

En TC la energía aplicada es relativamente alta entre 80kV a 150kV, por ello las interacciones más importantes en el intervalo de energía aplicada son el efecto fotoeléctrico (Fig. 2.4) y la dispersión Compton (Fig. 2.5).

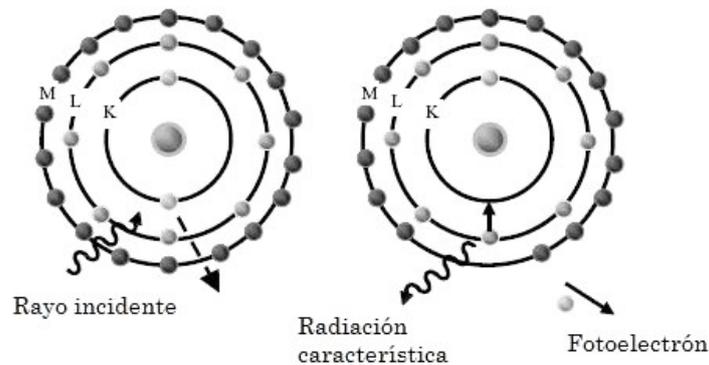


Figura 2.4: Un haz de rayos X al incidir sobre un electrón lo expulsa del átomo dejando una vacancia que luego será ocupada por cualquier electrón de capas externas, transfiriendo así energía en forma de radiación característica.

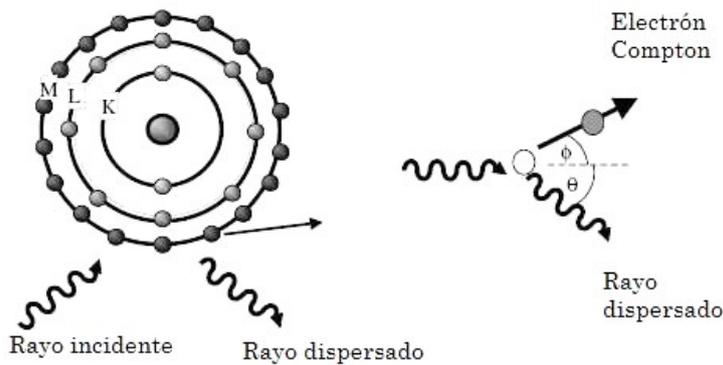
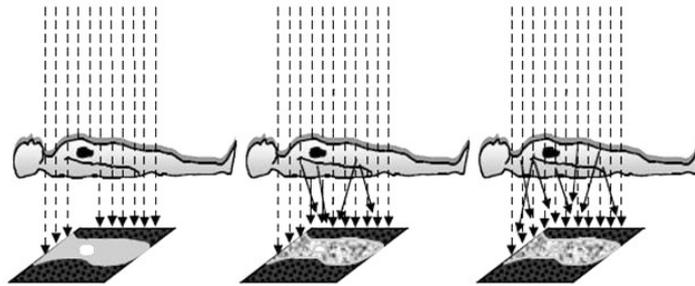


Figura 2.5: La dispersión Compton se produce entre rayos X de energía media y los electrones de las capas externas, como resultado tiene lugar la ionización del átomo, un cambio en la dirección del fotón y una reducción fotónica. La longitud de onda del rayo dispersado es menor a la del rayo incidente

Los rayos X que experimentan interacción fotoeléctrica proporcionan información diagnóstica a la imagen, estos rayos representan en la imagen estructuras anatómicas con características de alta absorción, dan lugar a zonas brillantes, como las correspondientes al hueso u otro tejido denso; los rayos X dispersados por efecto Compton no aportan información diagnóstica, al contrario estos extienden sobre la imagen una mancha opaca atribuida a densidad óptica de la materia; otros rayos X penetran al cuerpo y son transmitidos sin ninguna interacción y producen las zonas oscuras de la imagen (Fig. 2.6). Básicamente, la imagen TC procede de la diferencia entre rayos X absorbidos fotoeléctricamente y los no absorbidos esta característica se denomina *absorción diferencial* [5]; y son la base fundamental para los procesos de atenuación del haz de rayos X.



**Figura 2.6:** Los rayos X que inciden sobre el cuerpo, puede ser: absorbidos, dando lugar a zonas brillantes en la imagen; dispersados, generando distorsiones; o no interactuando con la materia produciendo así zonas oscuras en la imagen.

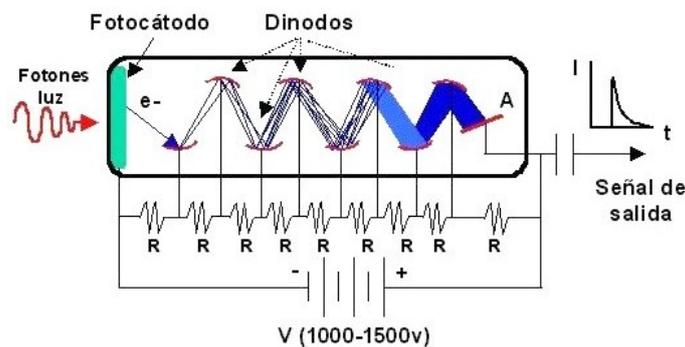
### 2.3. Detección de los Rayos X

En TC la selección de los detectores es limitada debido al gran flujo de fotones emitidos, por ello se utiliza un conjunto de estos para tener una alta eficacia de detección. La base física de los detectores en el sistema TC está basada en el principio de la interacción de la radiación con la materia y la propiedad física medible es la atenuación de los rayos X. Por lo tanto, los detectores de rayos X son componentes importantes en el sistema TC, e influyen en su rendimiento. Además convierten los rayos X incidentes en señales eléctricas, que son amplificadas por los componentes electrónicos y convertidas en pulsos digitales. La característica más importante de un detector es su eficiencia para absorber la radiación, la cual dependerá del tamaño y geometría con respecto al plano de radiación. Los detectores más utilizados en TC son los detectores de centelleo por su alta absorción de los rayos X.

Existen algunas sustancias que reciben el nombre de centelleadores porque presentan la propiedad de producir descargas luminosas o centelleos, cuando son expuestas a la radiación ionizante [6]. El proceso, por el cual una sustancia puede absorber energía y devolverla en forma de luz visible o ultravioleta, recibe el nombre genérico de luminiscencia. En cristales centelleadores, los electrones sólo pueden ocupar un número discreto de niveles de energía agrupados en “bandas” [6]. La banda de valencia está ocupada por electrones firmemente ubicados en sus niveles energéticos, mientras que la banda de conducción está constituida por niveles de energía ocupados por electrones que poseen suficiente energía como para migrar libremente por

el cristal. Existe una banda de energía intermedia, la llamada banda prohibida, que en los cristales puros no puede estar ocupada por niveles energéticos correspondientes a electrones. La absorción de energía en un cristal puede resultar en la excitación de un electrón desde su estado de energía original, en la banda de valencia, hasta una posición en la banda de conducción, atravesando la banda prohibida y dejando una vacancia (ión positivo) en la banda de valencia. Al regresar el electrón a su posición original durante la desexcitación, el átomo emite energía en forma de luz. Este proceso en un cristal puro es muy poco eficiente y además, debido a la excesiva “altura energética” de la banda prohibida (4 ó 5 eV) la frecuencia del fotón emitido durante la desexcitación, resulta mayor que la correspondiente al rango de luz visible con longitudes de onda comprendidas entre 390nm a 450 nm, según el tipo de material. Todo este proceso se realiza en un tiempo que puede oscilar entre  $10^{-9}s$  a  $10^{-6}s$  que recibe el nombre de tiempo de decaimiento.

El detector de centelleo está constituido por dos componentes fundamentales: la sustancia luminiscente y el tubo foto multiplicador (Fig. 2.7) que es una célula fotoeléctrica de gran sensibilidad dotada de un fotocátodo el cual tiene la propiedad de desprender electrones bajo la acción de la luz [6]. Dentro del foto multiplicador se encuentran los dinodos con los que chocan sucesivamente los electrones desprendidos del fotocátodo, después de ser acelerados por una diferencia de potencial apropiada.



**Figura 2.7:** Diagrama de un detector de centelleo; la señal de salida es proporcional a la energía depositada en el fotocátodo

El fotocátodo y los dinodos están sucesivamente conectados a potenciales crecientes, siendo cada dínodo aproximadamente un centenar de voltios positivo respecto al anterior. Acelerado por estos potenciales, cada electrón que choca contra un dínodo arranca de él tres o cuatro electrones secundarios, los cuales a su vez son acelerados y van a chocar contra el dínodo siguiente, formándose una avalancha de electrones, que después de chocar y multiplicarse en el último dínodo incide sobre un ánodo colector donde se origina el impulso electrónico correspondiente a la energía depositada en fotocátodo.

La concentración de los detectores de centelleo es una característica importante de los escáneres de TC e influye en la resolución espacial del sistema, poseen una alta eficiencia de detección aproximadamente el 50% de los rayos X son absorbidos y contribuyen a la señal de salida, debido al espacio comprendido entre ellos, lo cual puede llegar a representar el 50% del área total de intercepción del haz de rayos X. Los primeros detectores de centelleo utilizados en TC estaban fabricados de Yoduro de Sodio ( $NaI$ ), luego fue sustituido por Germanato de Bismuto ( $BGO$ ) y Yoduro de Cesio ( $CsI$ ), en la actualidad, el cristal preferido

es Wolframato de Calcio ( $CDWO_4$ ) y los de estado sólido (Fig. 2.8) tales como: UFC (Ultra Fast Ceramic, Cerámica Ultra Rápida) [7].

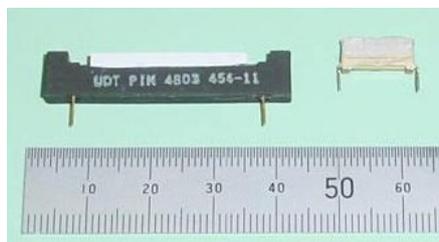


Figura 2.8: Modelo de dos detectores de estado sólido utilizados en TC.

## 2.4. Colimación del haz de rayos X

En TC se utilizan dos grupos de colimadores (Fig. 2.9), un grupo de colimadores determinan el tamaño y la forma del haz de rayos X y otro determina el espesor corte [8].

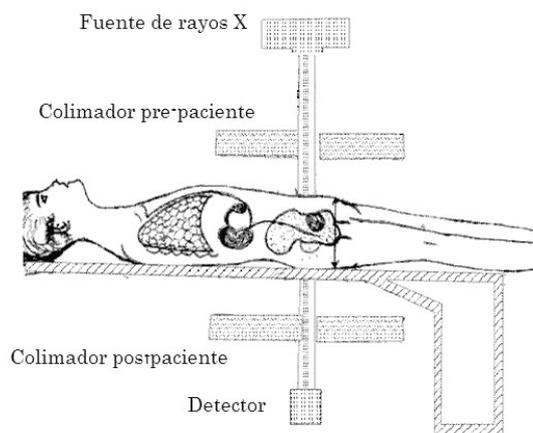


Figura 2.9: El colimador pre-paciente y post-paciente, limita la radiación dispersa, que puede ser absorbida por el paciente o registrada por los detectores.

Una colimación adecuada reduce la dosis que recibe el paciente debido a que se restringen el haz al tejido deseado, adicionalmente a base de la colimación se obtiene una mejora en el contraste de la imagen debido a la reducción de la radiación dispersa. El primer grupo se ubica en la cubierta del tubo o en sus proximidades y limita el área del paciente que intercepta el haz útil, definiendo el espesor del corte y la dosis de radiación recibida por el paciente. Este colimador prepaciente permite obtener un haz de rayos X casi perpendicular al plano longitudinal del paciente. Un ajuste inapropiado de los colimadores prepaciente origina un exceso innecesario de dosis de radiación. El colimador postpaciente, por su parte, restringe el campo de rayos X visto por la matriz de receptores y reduce la radiación dispersa que incide sobre el detector cuando se acopla

adecuadamente con el colimador prepaciente, ayuda a definir el espesor de corte.

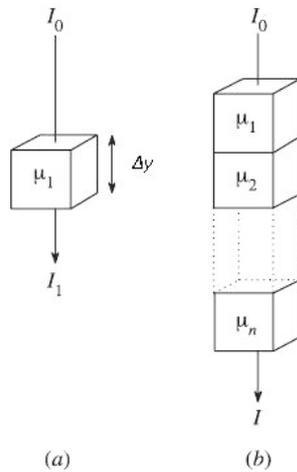
## 2.5. Reconstrucción de imagen

Cuando un haz de rayos X atraviesa las diferentes estructuras del cuerpo humano sufre una atenuación, debido a la composición atómica de las diferentes estructuras, su espesor y depende también de la energía de los rayos X. Para un haz de rayos X monoenergético que incide sobre un material uniforme (Fig. 2.10(a)), la atenuación se expresa de manera cuantitativa por la ley Beer-Lambert [9] [10].

$$I_{(\Delta y)} = I_0 e^{-\mu \Delta y} \quad (2.1)$$

Donde  $I_{(\Delta y)}$  representa la intensidad del haz de rayos X luego de atravesar el material,  $I_0$  es la intensidad del haz de rayos X incidente,  $\mu$  es el coeficiente de atenuación lineal del material y  $\Delta y$  es la distancia recorrida por el haz de rayos X en el material. Dado que el cuerpo humano puede describirse como una función continua de los coeficiente de atenuación lineal considerados de igual tamaño  $\Delta y$  [10], indicados como  $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$ , (Fig. 2.10(b)) la ecuación (2.1) se puede escribir como:

$$I_{(n\Delta y)} = I_0 \exp(-\mu_1 \Delta y) \cdot \exp(-\mu_2 \Delta y) \dots = I_0 \exp\left(-\sum_{i=1}^n \mu_i \Delta y\right) \quad (2.2)$$



**Figura 2.10:** (a) Al incidir un haz de rayos X en una muestra, la intensidad varía debido al coeficiente de atenuación lineal (b) El coeficiente de atenuación lineal tiene propiedad aditiva.

Para el límite  $\Delta y \rightarrow 0, n \rightarrow \infty$

$$I = I_0 \exp\left(-\int \mu_{(y)} dy\right) \quad (2.3)$$

En dos dimensiones, la distribución del coeficiente de atenuación lineal (Fig. 2.11(a)), se puede expresar como:

$$I_{(y)} = I_0 \exp\left(-\int \mu_{(x,y)} dy\right) \tag{2.4}$$

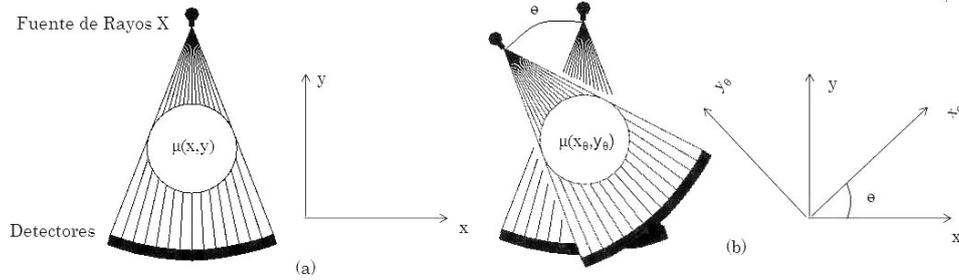


Figura 2.11: (a) El conjunto fuente-detector fijados en un punto del eje  $y$  (b) Al girar el conjunto un ángulo  $\theta$ , la intensidad varía en función a la rotación del sistema

La intensidad cuando el conjunto fuente-detector rota en un ángulo  $\theta$  (Fig. 2.10(b)), es:

$$I_{\theta(y)} = I_0 \exp\left(-\int \mu_{(x_{\theta}, y_{\theta})} dy\right) \tag{2.5}$$

Si ahora definimos *La Transformada de Radon* como [2]:

$$\lambda_{\theta(y)} = \int \mu_{x_{\theta}, y_{\theta}} dy = \ln\left(\frac{I_{\theta(y)}}{I_0}\right) \tag{2.6}$$

Donde  $\lambda_{\theta(y)}$  son las proyecciones medidas para los diferentes ángulos de rotación de la fuente-detector. En la ecuación (2.6) se muestra que el logaritmo natural, del cociente de intensidades, es proporcional a la suma de todos los coeficientes de atenuación lineal a lo largo de la trayectoria del haz de rayos X:

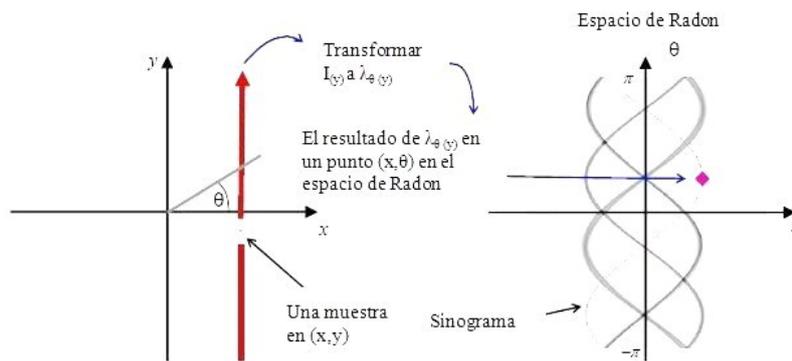
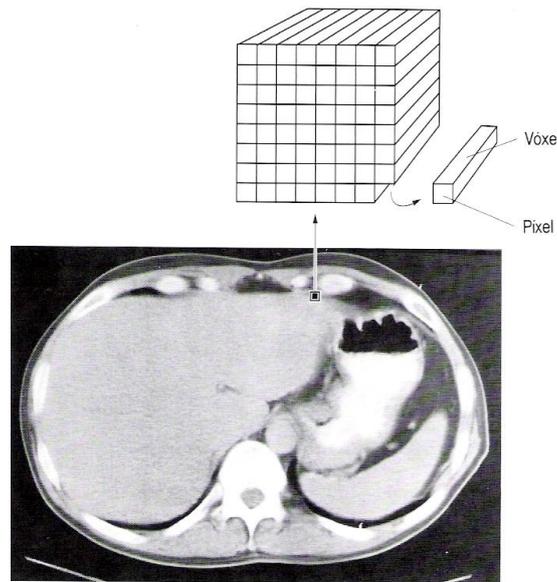


Figura 2.12: Relación entre el espacio real y el espacio de Radon. La representación de los datos en el espacio de Radon en dos dimensiones muchas veces es llamado *sinograma* ya que conforma una colección de senos con diferentes fases y amplitudes.

La transformada de Radon [11], [12], nos indica que la imagen de un objeto es precisa e inequívocadamente determinada por el conjunto infinito de todas sus proyecciones (Fig. 2.12). Sin embargo, en la práctica no existe un conjunto infinito de proyecciones, ni son infinitamente delgadas y además poseen errores experimentales debido a efectos no lineales, al ruido y a la insuficiencia de datos. Por lo tanto, lo que se precisa no es una fórmula matemática idealizada, sino un algoritmo eficiente para evaluarla. En las últimas décadas se han desarrollado varios algoritmos para la reconstrucción en varias modalidades tomográficas, estos métodos tienen la finalidad de obtener el coeficiente de atenuación lineal, a partir de un conjunto de proyecciones; para llevar a cabo esta tarea los sistemas tomográficos hacen uso de la Transformada Inversa de Radon, y el resultado final de la reconstrucción por la computadora es una matriz cuadrangular de elementos de imagen (Fig. 2.13), cada elemento de la matriz es llamado píxel (contracción de la expresión inglesa *picture element*, o elemento de imagen). El píxel es un elemento bidimensional y cada uno de ellos corresponde a un pequeño elemento de volumen, denominado vóxel (contracción de *volume element*, o elemento de volumen) el cual se puede determinar multiplicando el tamaño del píxel por el espesor del corte [5].



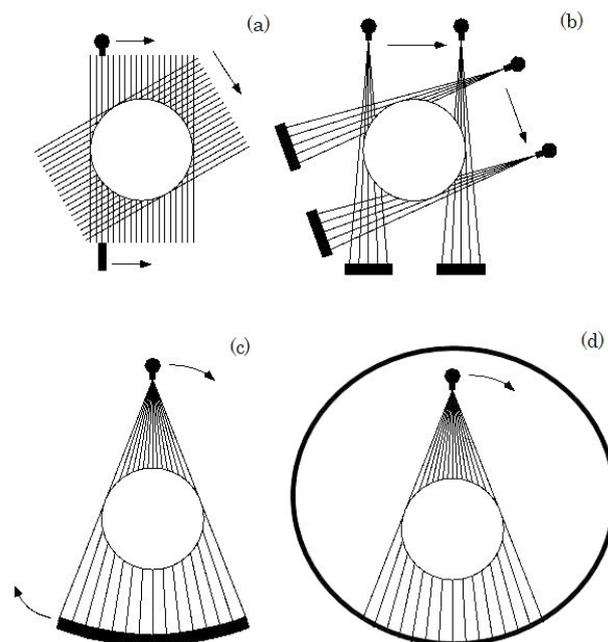
**Figura 2.13:** Cada celda de una matriz TC es una representación bidimensional (píxel) de un elemento volumétrico (vóxel)

## 2.6. Geometría de los Escáneres TC

Desde la fabricación del primer escáner en 1970, el mercado TC ha modificado progresivamente los sistemas geométricos proporcionando eficiencia en el equipo como: velocidad de barrido, mayor calidad de imagen, menor tamaño físico de los componentes y lo más importante baja dosis al paciente. El primer diseño de escáner TC contaba con un tubo emisor que utilizaba un haz de rayos X en forma de lápiz y un único detector (Fig. 2.14(a)), donde se estudiaba las atenuaciones de 160 trayectorias paralelas mediante

la translación y rotación de todo el conjunto[13]. Sus desventajas eran que requerían aproximadamente 5 minutos para cada exploración y tenían un sólo punto focal del haz de rayos X, lo cual implicaba que la fase de barrido se realizaba en un tiempo mayor.

Los escáneres TC de primera generación se han considerado históricamente como el proyecto demostrativo de la técnica que permitió comprobar la viabilidad del conjunto fuente-detector, tal así que en la segunda generación el movimiento mecánico se conservó (translación-rotación), pero ahora utilizando múltiples detectores entre 5 y 30 en su estructura (Fig. 2.14(b)), reduciendo el tiempo necesario entre barridos. A su vez el haz de rayos X tenía forma de abanico los cuales elevaban la magnitud de la radiación dispersa.



**Figura 2.14:** (a) Primera generación de escáner TC, el haz de rayo X tiene forma de lápiz y un único detector (b) Segunda generación el haz de rayos tiene forma de abanico y un arreglo de 10 a 20 detectores (c) Tercera generación los movimientos del conjunto fuente-detector son concéntricos alrededor del paciente (d) Cuarta generación el tubo de rayos X se mueve pero el arreglo de detectores se mantiene fijo.

Para superar las limitaciones de la segunda generación se ideó un sistema entre el tubo de rayos X y la matriz de detectores que giraban en movimientos concéntricos alrededor del paciente [13]; esta geometría es la llamada tercera generación (Fig. 2.14(c)), con escáneres capaces de producir una imagen por segundo; utilizando una disposición curvilínea de un conjunto de detectores (alrededor de 750) y un haz de abanico entre  $30^\circ$  y  $60^\circ$  de barrido, este sistema fue notoriamente superior a los escáneres de segunda generación, una de las principales desventajas de los escáneres de TC de tercera generación es la aparición ocasional de artefactos, debido a que cada detector observa una sección angular del haz independiente de la estructura anatómica, si se produce un error de funcionamiento de algún detector o de un bloque de detectores, la señal resultante producirá un anillo en la imagen reconstruida. Para reducir el efecto de estos artefactos se utiliza

algoritmo de reconstrucción de imágenes que aplican correcciones mediante programas informáticos.

Los escáneres de cuarta generación sólo poseen movimientos rotatorios, la fuente de rayos X gira pero la matriz de detectores no (Fig. 2.14(d)). La detección de la radiación se realiza mediante una disposición circular fija de detectores, que puede contener hasta 1000 elementos individuales, diseñados para poder calibrar y normalizar su señal durante cada barrido y eliminar los artefactos de anillo. El haz de rayos X tiene forma de abanico y estas unidades alcanzan tiempos de barrido de 1 segundo, logrando cubrir espesores de diversos corte, así como suministrar las mismas posibilidades de manipulación de la imagen que los modelos de generaciones anteriores. La geometría de estos equipos es deficiente, el tubo de rayos X está más cerca del paciente y genera altas dosis, bastante superior a las asociadas a los otros escáner. Para aliviar esta desventaja, se diseñó otro tipo de geometría llamada nutación-estacionaria de cuarta generación [13], en este arreglo el tubo de rayos X, se encuentra levemente fuera del plano del anillo de detectores, al girar la fuente, el conjunto de detectores se balancea, produciendo movimientos de nutación, realizando exploraciones en tiempo cortos de 0,6 segundos con excelente resolución.

## 2.7. Tomografía Computarizada Helicoidal

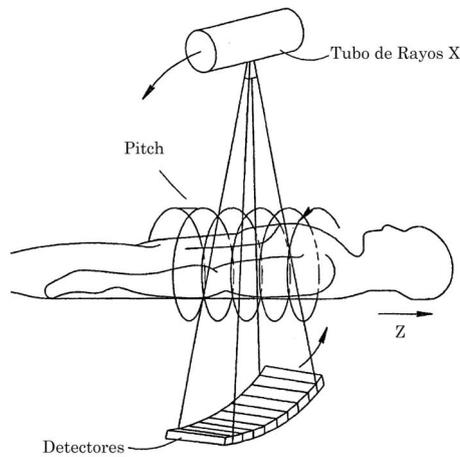
En 1989 se comenzó a utilizar la tomografía computarizada helicoidal como un instrumento de diagnóstico nuevo y de mejores presentaciones que las anteriores [8]. Con esta técnica es posible obtener mejores imágenes de estructuras anatómicas implicadas en los movimientos respiratorios del paciente. El término helicoidal o espiral hace referencia al movimiento aparente del tubo de rayos X durante el examen, en donde gira de forma continua sin invertir su movimiento, simultáneamente con el desplazamiento de la camilla y por ende del paciente a través del plano de rotación del haz de rayos X. En todos los barridos de TC espiral se recogen los datos de manera continua, ello facilita una reconstrucción de la imagen en cualquier posición del eje Z deseada, es decir, en el sentido longitudinal del paciente (Fig. 2.15).

La relación existente entre el movimiento de la camilla del paciente y la rotación del tubo de rayos X es un aspecto muy importante conocida como *pitch*  $p$  (paso), definida como:

$$p = \frac{\text{desplazamiento de la camilla} \cdot \text{giro del tubo de rayos X}}{\text{colimación}} \quad (2.7)$$

Los valores clínicos del *pitch* utilizados en los escáneres TC están entre 1 y 2; en la mayoría de los exámenes los mejores resultados de calidad se obtienen con un *pitch* igual a 1 en donde el desplazamiento de la camilla con respecto al giro del tubo de rayos X es igual al espesor de corte, es decir, a la colimación; para *pitch* menores a 1, se incrementa el volumen del tejido por el solapamiento de los espesores de corte y por ende se producen alta dosis de radiación al paciente y para *pitch* mayores a 1 los espesores de corte son menores y en consecuencia se producen imágenes con baja resolución.

Los datos obtenidos para formar la imagen en TC helicoidal no pueden emplearse directamente para constituir imágenes transaxiales dada la geometría característica de este tipo de TC, deben interpolarse los datos obtenidos de la señal correspondiente en una rotación [14], con los datos de rotaciones adyacentes para dar lugar a las imágenes axiales requeridas a partir de las cuales se producen todo tipo de imágenes tridimensionales.



**Figura 2.15:** Cuando se inicia un examen en TC helicoidal, el tubo de rayos X gira  $360^\circ$  de forma continua sin invertir su movimiento, simultáneamente con el desplazamiento de la camilla con el paciente a través del campo de la exploración en la dirección Z, esta relación del movimiento de la camilla y el giro del tubo de rayos X se conoce como *pitch* (paso).

La instrumentación de estos escáneres TC es muy similar a los escáneres convencionales de tercera generación, sin embargo el tubo de rayos X y los detectores rotan continuamente en forma helicoidal, el gran número de estos hace imposible conectar cada uno de estos cables, con la fuente de poder y con la consola de digitalización de la imagen, por tal motivo se diseñó la tecnología de los *anillos deslizantes* que son dispositivos electromecánicos que conducen la electricidad y las señales eléctricas a través de anillos y escobillas situados en una superficie que gira sobre un soporte fijo [8]. La superficie fija forma un anillo liso, sobre el que rota la segunda superficie con escobillas que barren la primera.

Existen dos diseños posibles de escáneres de TC espiral, el disco y el cilindro. El diseño en disco incluye anillos conductores concéntricos en el plano de rotación. El cilíndrico posee anillos conductores en paralelo al eje de rotación, que forma un cilindro. La TC helicoidal ha sido posible gracias al empleo de esta tecnología de anillo deslizante, que permite el giro continuo del tubo de rayos X sin interrupción, sometiendo a esfuerzo térmico considerable, ya que recibe energía durante 30 segundos debido al método de continua rotación y alimentación energética, permitiendo tiempos de barridos más cortos y mejorando la calidad de imagen al elevar la señal registrada por los detectores cuya eficiencia es aproximadamente es de 80%. Los equipos de TC multicorte, o TCMC, que tienen múltiples hileras de detectores (2, 4, 6, 8, 12, 16, 32, 40, 64 y 256) [6] permiten la adquisición simultánea de muchas secciones o hélices, reduciendo considerablemente los tiempos de barrido a la vez que se mejora la resolución espacial de las imágenes.

Los equipos de TC permiten seleccionar distintos parámetros con los que se puede controlar tanto la geometría como las características del haz en la adquisición de datos. La descripción geométrica del haz viene determinada por la posición inicial y final de la irradiación, la apertura del haz en el plano XY, el área de colimación (espesor del corte o ancho de la rebanada) y el factor de paso. La intensidad y calidad de la radiación emergente del tubo de rayos X dependen de la corriente del tubo, del tiempo de exposición, del potencial aplicado y de la filtración. La cantidad de fotones que emite el tubo de rayos está controlada

por el producto de la intensidad de corriente del tubo (mA) por el tiempo total de irradiación (s), mientras que la distribución espectral de los fotones está determinada por el voltaje aplicado (kVp) y por la filtración total equivalente (mm Al) interpuesta en el haz de rayos X. Para la realización de los exámenes de TC, cada equipo dispone de protocolos propios con valores prefijados para dichos parámetros que pueden tomarse como valores iniciales de referencia o variarse parcialmente para adaptarse a las características concretas de cada estudio.

# Capítulo 3

## Parámetros Físicos en TC Helicoidal

Desde que se decide captar una estructura anatómica hasta que se realiza el diagnóstico sobre la imagen obtenida, existe una compleja actividad en la que intervienen diferentes procesos físicos, equipos y especialistas. A cada eventual fallo en alguno de estos elementos se asocia un detrimento en la calidad de la imagen final, es decir, en el diagnóstico de la patología o un aumento en la dosis de radiación que recibe el paciente.

Todos los servicios médicos tienen como meta prestar atención de salud de calidad elevada; la selección del paciente, la forma cómo se realice el examen y la interpretación de los resultados influirán favorable o desfavorablemente la medida en que se consiga esa meta. El personal del servicio de tomografía deberá asegurar que las imágenes producidas por dicha instalación tengan una calidad suficientemente elevada que permita obtener en todo momento la información diagnóstica exigida, al menor costo posible y con la mínima exposición del paciente a las radiaciones ionizantes (Principio ALARA) [15].

La experiencia ha señalado la necesidad de poner en práctica programas efectivos de control de calidad [16], la introducción de ellos implica inversiones en la adquisición de la instrumentación apropiada para realizar los controles, y el personal especializado (físico médico). Los beneficios se pueden concretar en una mayor vida útil del equipo, una calidad de imagen óptima, reducción de la dosis impartidas a los pacientes, disminución en el riesgo al personal de operación, incremento de la capacidad para atender a un número mayor de pacientes, menor consumo de material fungible, un menor número de paradas imprevistas debido a la detección oportuna de las fallas del sistema.

La generación de imagen en modernos escáneres TC se basa en complejos procedimientos, concernientes a la generación de los rayos X, la detección de la atenuación del haz y la reconstrucción de imagen. Un pequeño cambio en la calidad de imagen, implica efectos significativos en el diagnóstico y causa finalmente efectos negativos al paciente por el detrimento de la imagen diagnóstica. Para ello se implementan programas de garantía de calidad, basado en la ejecución de pruebas constantes al equipo y con distintos niveles de complejidad, dependiendo de los objetivos que se persigan y los medios disponibles, los cuales son realizadas por el físico médico para verificar que los sistemas TC, cumplan con las especificaciones y requerimientos establecidas en las Normas COVENIN 218-1 [17]; COVENIN 218-2 [18] y las Normas Sanitarias para la Actualización y el Control de Radiaciones Ionizante en Medicina, Odontología y Veterinaria GACETA OFICIAL 38572 [19].

### 3.1. Programa de Protección Radiológica

Como parte integrante del programa de garantía de calidad en equipos TC, debe existir un programa de protección radiológica que incluya la supervisión y vigilancia del Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) bajo radiaciones, vigilancia radiológica de la zona de trabajo, estudio ergonómico de las disposiciones de la protección radiológica, valoración de los métodos de trabajo desde el punto de vista de la salud y la seguridad, demarcación de las zonas contaminadas, evaluación continua de las medidas protectoras, clasificación de los trabajadores ocupados bajo radiaciones según las condiciones de trabajo, asesoramiento en materia de procedimientos de descontaminación y cualquier medida que se juzgue apropiada.

El programa de protección radiológica debe revisarse periódicamente a la luz de la experiencia acumulada, así como en caso de que se introdujesen nuevas prácticas o instalaciones o modificaciones importantes en las instalaciones o en la ejecución de las prácticas, para garantizar que dichos programas continúen adecuándose a los objetivos.

### 3.2. Parámetros Eléctricos y Mecánicos

Los sistema TC incorporan diseños especiales en los generadores de rayos X y los componentes electro-mecánicos (Fig. 3.1) diseñados para localizar y definir el campo de exploración, cuenta con láseres internos y externos, para ubicar el plano de corte y determinar la alineación del haz de radiación; estos parámetros pueden ser controlados junto con el movimiento de la camilla del paciente para precisar el espesor efectivo de corte y poder determinar la relación de la localización de las secciones de la imagen y la influencia de la dosis.

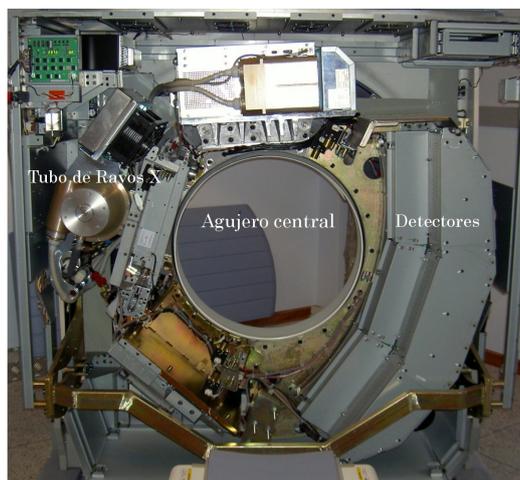


Figura 3.1: Diseño interno de un *Gantry* para TC: Lugar físico donde es introducido el paciente para su examen (agujero central), esta integrado por el tubo de rayos X (izquierda), sistema de detectores (derecha) y todo el conjunto mecánico-eléctrico necesario para la exploración. Hay dos tipos de gantry, los que rotan 360° y cambian de dirección y los de rotación continua que son los TC helicoidales

### 3.3. Calidad de imagen

Como se expresó en el capítulo anterior una imagen reconstruida en TC es esencialmente un mapa de distribución de los coeficientes de atenuación lineal de la energía de los rayos X que inciden sobre el objeto de estudio. Su precisión está limitada por factores físicos intrínsecos en el diseño del sistema de escáner. Los límites de dosis, la energía potencial del tubo de rayo X y la eficiencia de los detectores, causan incertidumbre estadística en las medidas de la atenuación. Es indispensable establecer un programa de control de calidad para conocer dichas incertidumbre y poder analizar los parámetros que influyen en las medidas, tales como los especificados a continuación:

#### 3.3.1. Valores de los números TC

Son los valores de los coeficientes de atenuación lineal ( $\mu$ ) de los rayos X en un área explorada, se calcula en relación al agua  $\mu_{(H_2O)} = 0,19cm^{-1}$  [20], [21] (Ecu. 3.1) y se expresa en unidades de Hounsfield.

$$Número\ TC = \frac{\mu - \mu_{(H_2O)}}{\mu_{(H_2O)}} \times factor\ de\ escala\ TC \quad (3.1)$$

Donde el *factor de escala TC* es una constante que puede ser 1000, en algunos casos es determinado en la pruebas de control de calidad del equipo, la constante se elige de forma que el número TC sea 0 en agua, -1.000 en aire, esto proporciona al hueso compacto valores cercanos a +1.000. En la tabla 3.1 se especifica los números TC correspondientes a cada sustancia. La precisión de estos números se verifica por exploraciones a diversos objetos de pruebas, utilizando usualmente parámetros operacionales y algorítmicos de reconstrucción estándar, la constancia de ellos permite conocer los diferentes valores obtenidos de los coeficientes de atenuación lineal de un objeto en estudio, en diferentes pruebas tales como: **uniformidad** y **estabilidad temporal**.

#### 3.3.2. Resolución espacial

Es una medida de la precisión de la representación de estructuras, en este caso anatómicas. Si uno se imagina una estructura geométrica regular que tiene interfaces bien definidas, la imagen en la interfaces será algo borrosa (Fig. 3.2). El grado de borrosidad es una medida de la resolución espacial del sistema y es controlada por diversos factores.



Figura 3.2: Una imagen TC con contornos borrosos de un objeto orgánico de contornos definidos.

Tabla 3.1: Número TC para diferentes materiales [5]

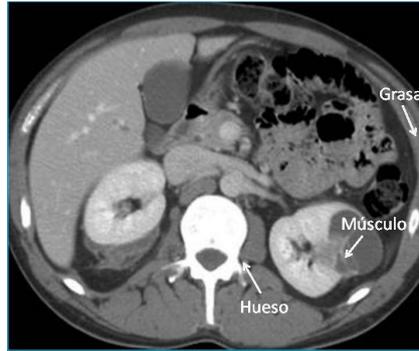
Material o sustancia	Número TC
Hueso Compacto	1000
	800
	600
	400
	200
Sangre coagulada	56-76
Sustancia cerebral gris	36-46
Sustancia cerebral blanca	22-32
Sangre	12
Agua	0
Grasa	-100
	-200
	-400
	-600
	-800
Aire	-1000

La resolución espacial está en función del tamaño del píxel: cuanto menor es el tamaño del píxel, mejor es la resolución espacial. Los sistemas de imagen TC permiten la reconstrucción de imágenes tras su obtención y esto proporciona una poderosa manera de influir en la resolución espacial del sistema. Un espesor de sección fino también permite mejorar la resolución espacial, la anatomía que no se incluye totalmente en un espesor de sección puede no ser representada, por lo tanto, el tamaño del vóxel en TC también afecta a la resolución espacial, el diseño de los colimadores prepaciente y postpaciente reduce el nivel de radiación dispersa e influye en la resolución espacial incrementando el contraste del sistema. La capacidad del sistema de TC de reproducir con precisión un contorno de alto contraste se expresa matemáticamente como la **Función de Modulación de Transferencia** (MTF, *Modulation Transfer Function*) [22]; que es una medida para conocer cómo un sistema de imagen transfiere datos de contraste de la entrada (objeto) a la salida (imagen). Para conocer el MTF, se debe obtener **la función de propagación del punto** (*PSF, Point Spread Function*) [23], que describe la respuesta de un sistema de procesamiento de imágenes hasta el punto de origen o punto del objeto. El procedimiento usual es interpolar entre los puntos PSF y determinar numéricamente la transformada de Fourier de esta función; muchas veces aplicar este método para diferentes escáner TC y kernel de reconstrucción, suele ser tedioso; sin embargo puede ser simplificado, utilizando una función gaussiana que describa la PSF, este estudio fue realizado por Nickolof and Riley [23] demostrando que el MTF puede determinarse directamente de la anchura total a la mitad de la altura (FWHM), Este parámetro es la medida de la exactitud con que se reproduce un punto en la imagen. Cuanto menor es la FWHM, mayor será la resolución espacial.

### 3.3.3. Resolución de contraste

Define y mide la capacidad de discriminar entre estructuras con pequeñas diferencias entre sus coeficientes de atenuación [24]. Comúnmente se expresa como el menor tamaño detectable discernible en la imagen para una diferencia dada de contraste entre el objeto y el fondo adyacente.

Consideremos la situación planteada en la (Fig. 3.3) una estructura compuesta de grasa, músculo y hueso.



**Figura 3.3:** En tomografía computarizada la diferencia entre grasa, músculo y hueso son notables, aún siendo los valores de la densidades de la masa y los números atómicos ligeramente similares.

No sólo los números atómicos son ligeramente diferentes ( $Z = 6,8; 7,4$  y  $13,8$  respectivamente) [9], sino la densidad de sus masas son distintas ( $\rho = 0,91; 1,0;$  y  $1,85 \text{ kg/m}^3$  respectivamente) Aunque estas diferencias se pueden medir no aparecen bien representadas en la radiografía convencional.

En la reconstrucción de la imagen el rango de los números TC de estos tejidos es aproximadamente de -100, 50 y 1000 respectivamente (Ver tabla 3.1). Esta escala amplificada de contraste permite identificar mejor estructuras adyacentes que tienen una composición similar. La resolución espacial de contraste proporcionada en TC es considerablemente mejor que la disponible en la radiografía convencional debido a la reducción de la radiación dispersa del conjunto de colimadores. La resolución de bajo contraste está limitada por el tamaño, la uniformidad del objeto y por el ruido en la imagen.

### 3.3.4. Ruido en la imagen

Cuando un maniquí homogéneo de agua o un material equivalente a éste es escaneado, el resultado de la imagen del área total demostrará un número TC igual a cero en todo los píxeles de la imagen, pero debido al uso de un haz de rayos X policromático y a que resolución espacial no es perfecta, estos valores difieren del valor esperado, causando discrepancia entre los valores de los coeficientes de atenuación lineal, estas fluctuaciones aleatorias del valor estimado se conocen como ruido en la imagen [24], [25]. Basado en el reporte 39 de la AAPM [26], el ruido en el píxel ( $Np$ ) viene dado por:

$$Np \approx \sqrt{Ne^2 + Nq^2} \quad (3.2)$$

Donde  $Ne$  es el ruido electrónico y  $Nq$  es el ruido cuántico.  $Ne$  es proveniente de las variaciones aleatorias en señales detectadas para la digitalización, si el sistema de escáner es operado propiamente, el ruido

electrónico, puede ser considerado aproximadamente como una magnitud constante, ya que prácticamente es independiente de los factores de operación, este principal efecto es para obligar al sistema a reducir el ruido en el píxel.

El ruido cuántico  $Nq$  proviene de las incertidumbres estadísticas de un número de fotones transmitidos, para la formación de la imagen; es el factor principal, porque es intrínseco al sistema TC, y se expresa como:

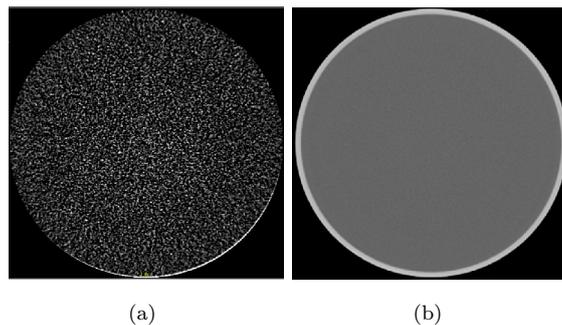
$$Nq \propto \frac{1}{\sqrt{[w^3 \cdot h \cdot Q]}} \quad (3.3)$$

Donde  $w$  es la resolución espacial,  $h$  es el espesor del corte en la imagen y  $Q$  es la intensidad de corriente en el tubo de rayos X.

Adicionalmente, el espesor del corte, cambia la efectividad de los detectores y por consiguiente el número de los fotones capturados, de igual manera al variar la corriente del tubo de rayos X, cambia de manera lineal el número de fotones cuánticos transmitidos, por ende, cualquier exploración con resultados inadecuados que afecten la resolución espacial, implican un incremento en el ruido en la imagen.

El número de fotones cuánticos colectados también depende de la transmisión de los rayos X a través del paciente, de la densidad del mismo y de la calidad del haz. En una exploración de un maniquí cilíndrico uniforme, el ruido en el centro de la imagen, debería ser mayor que en los bordes, debido a la gran incidencia del haz de rayos X que ocurre en esa zona. Este efecto es menos pronunciado utilizando filtros, los cuales reduce la intensidad de los rayos X, homogenizando la distribución del ruido en todo el maniquí de manera uniforme.

En TC helicoidal, el constante movimiento del paciente durante los procesos de adquisición de datos, afecta el ruido, debido a la incompleta e inconsistente información registrada, por ello se utilizan algoritmos de interpolación para obtener los datos de la señal correspondiente en una rotación, con los datos de rotaciones adyacentes y dar lugar a las imágenes requeridas.



**Figura 3.4:** Dos imágenes obtenidas con el mismo objeto de estudio, y el mismo equipo TC Helicoidal, pero diferentes parámetros físicos que afectan la calidad de la imagen (a) imagen ruidosa se observa granulada, obtenida con un espesor de corte de 0,6mm y corriente 200 mA (b) imagen con bajo ruido, fue obtenida aplicando una intensidad 100mA y con un espesor de corte de 10mm.

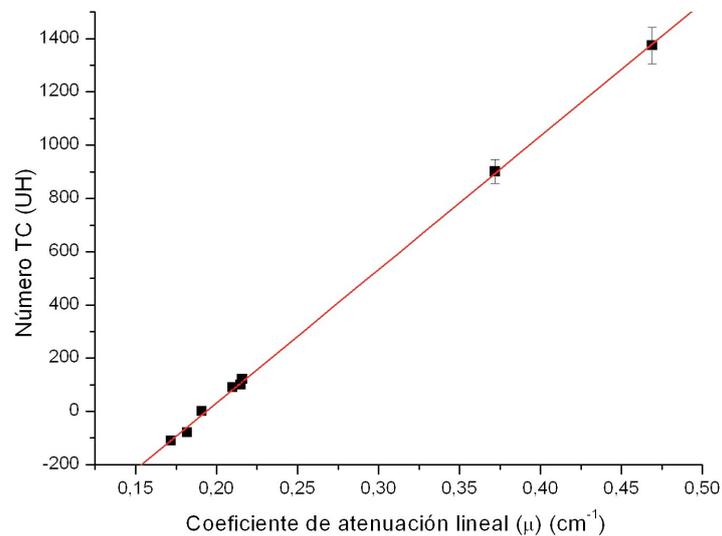
### 3.3.5. Linealidad y Escala de Contraste

Es la habilidad del sistema para asignar los números TC a cualquier material dependiendo de su coeficiente de atenuación lineal [27] (tabla 3.2).

**Tabla 3.2:** Valores de los coeficiente de atenuación y número TC de diferentes materiales.

Material o sustancia	$\mu$ ( $cm^{-1}$ )[20]	Número TC (UH)
Polietileno	0,172	-110,5
Polipropileno	0,186	-78,8
Agua	0,191	0,0
Resina A	0,210	89,4
Resina B	0,215	99,4
Acrílico	0,216	121,6
Teflón	0,372	900,8
Hueso	0,469	1374,1

Esta relación lineal se conoce como *la Energía Efectiva del Haz de Rayos X* [28], [29] y se puede determinar buscando todas las energías para la mejor correlación entre los números TC y el coeficiente de atenuación lineal, graficando ambas variables (Fig. 3.5) se obtiene la inversa de la pendiente que es la *Escala de Contraste*, que representa la variación de los números TC con respecto a los coeficientes de atenuación lineal.



**Figura 3.5:** La linealidad en TC es aceptable si la grafica del promedio de los números TC versús el coeficiente de atenuación lineal es una línea recta que pasa por el cero (0) para el agua.

### 3.3.6. Artefactos

Las imágenes en TC son más propensas a los artefactos que las obtenidas en radiografía convencional, debido a que la imagen es reconstruida a partir de las medidas obtenidas por los diferentes detectores; las técnicas de reconstrucción asumen que todas las medidas son consistentes y cualquier error en ellas será reflejado en la reconstrucción de imagen. Los artefactos en la imagen son discrepancias sistemáticas entre los números TC de la imagen reconstruida y los coeficientes de atenuación del objeto, a consecuencia de ello aparecen en la imagen elementos que no están presentes en el objeto explorado; los tipos de artefactos que pueden aparecer son [30]:

**De línea**, generalmente debido a la inconsistencia de las medidas en los detectores.

**De copa**, debido a las desviaciones de los valores reales de las medidas.

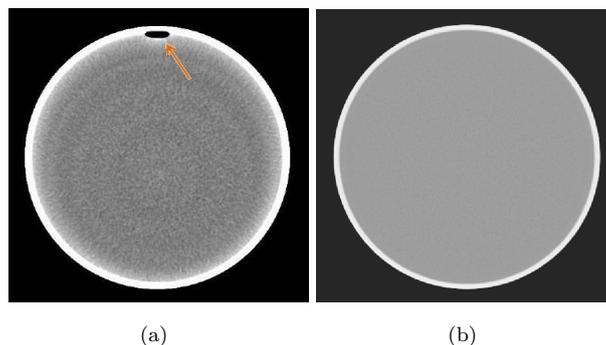
**De anillo**, generados por los errores de calibración de un detector.

**De distorsión**, debido a la reconstrucción helicoidales

Este grupo de artefactos, generalmente es originado por cuatro categorías [26]:

- Geométricos

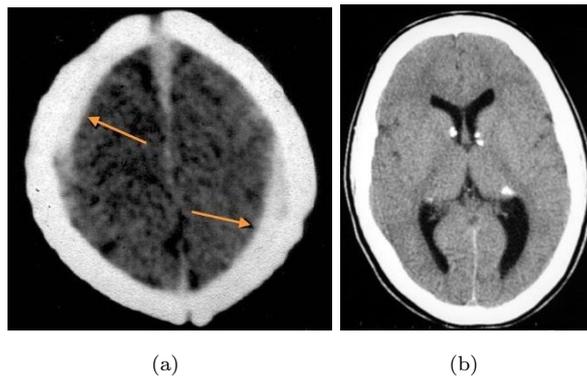
Son producidos por el desalineamiento entre la fuente de rayos X, el objeto de estudio y el conjunto de detectores, causando errores en la posición espacial de las proyecciones de los rayos X; en algunos casos se manifiesta por la discontinuidad de la atenuación de una muestra, o por el movimiento del paciente durante la exploración [30], generando artefactos de línea o de sombra (Fig. 3.6(a)) que se extiende entre los bordes de un objeto de alta densidad. Algunos escáner TC están diseñados para minimizar estos efectos modificando los programas de reconstrucción de imagen o alineando el sistema fuente-objeto-detector, en algunos casos para eliminar el movimiento del paciente, lo ideal es utilizar inmovilizadores, o realizar el barrido en corto tiempo.



**Figura 3.6:** Dos imágenes TC de un maniquí de agua (a) en el borde superior se observa un artefacto de anillo producido cuando un elemento del conjunto de detectores no registra la señal de atenuación (Department of Radiology Mayo Clinic Jacksonville, USA)(b) imagen sin artefacto, todo el sistema TC está en buen funcionamiento

- Algoritmos de reconstrucción

En la mayoría de los escáner TC los bordes de la imagen reconstruida suele estar extendida o muy propagada (Fig. 3.7(a)), este efecto incrementa la apariencia de tamaño del objeto real, particularmente para aquellos de alto contraste, la magnitud de este efecto depende de la resolución del sistema y las características de la frecuencia espacial del kernel de convolución.



**Figura 3.7:** Imagen TC del cráneo (a) se puede observar el incremento en los bordes de la imagen producto de los algoritmos de reconstrucción (ImPACT) [30] (b) se ve mejor definida la estructura y los bordes de la imagen.

- Medidas de Atenuación

Son producidos por la discrepancia entre los valores medidos de los coeficientes de atenuación lineal. En el proceso de reconstrucción de imagen el algoritmo asume un único valor para el coeficiente de atenuación lineal en cada punto del objeto; la alta atenuación en el campo de exploración, cambia el espectro de los rayos X existente, debido a la alta “efectividad de energía de los rayos” que inciden sobre el objeto. Puesto que el coeficiente lineal de todo los materiales en el haz de rayos X son dependiente de la energía (y la forma como la energía depende de esto, varía con la efectividad del número atómico de los materiales), existe inconsistencia en los resultados en la reconstrucción de imagen debido a no existir un valor único de este factor obtenido para diferentes trayectorias de rayo X, a través del mismo objeto. El resultado en esta inconsistencia son los artefactos por *endurecimiento del haz* [31] (Fig. 3.8(a)).

- Sistema Helicoidales

El proceso de reconstrucción en sistemas TC helicoidales producen artefactos debido al rápido cambio en la estructura en el eje Z (longitudinal del cuerpo) y al aumentar *el pitch* [32] (Fig. 3.9(a)). Para minimizar dichos artefactos, se deben tomar medidas para reducir los efectos de la variación a lo largo del eje z; esto significa utilizar, siempre que sea posible, un *pitch* igual a 1 en lugar de uno más grande y métodos de adecuados de interpolación para la reconstrucciones de imágenes en 3D.

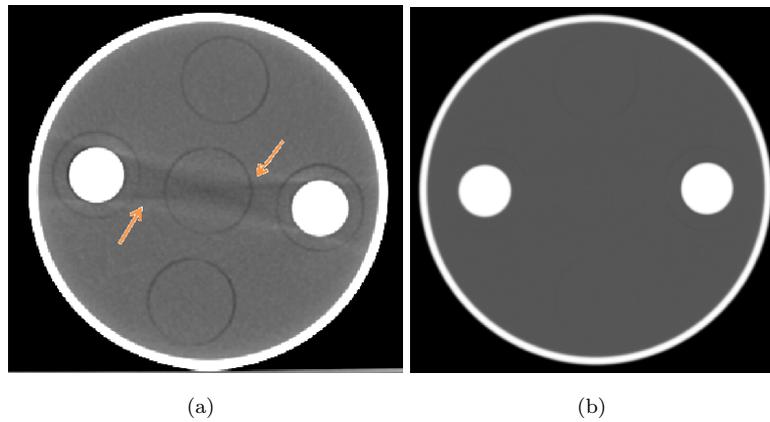


Figura 3.8: Dos imágenes TC obtenidas con el mismo maniquí (simula agua y hueso compacto) pero diferentes tomógrafos (a) cuando un haz de rayos X incide sobre el maniquí se produce artefactos de línea que se extiende por los bordes del maniquí producto del algoritmos de reconstrucción empleado en el equipo TC (b) no se observa artefactos de línea, la configuración del software es la más precisa.

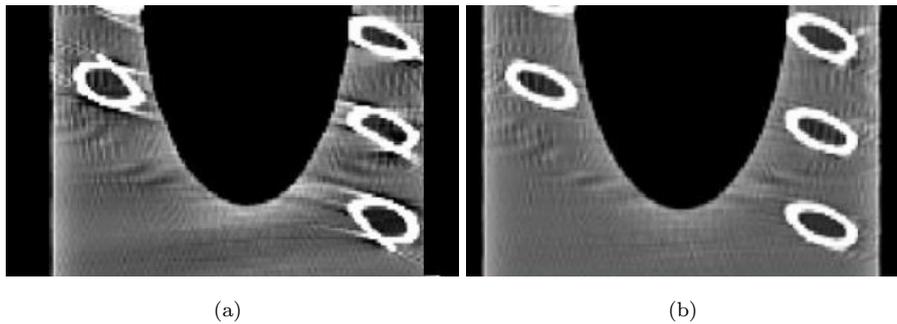


Figura 3.9: Imagen TC de un maniquí de Toráx (cortesía Siemens) (a) en algoritmos de reconstrucción estándar se puede observar los artefactos de distorsión (b) los efectos mejoran al utilizan algoritmos de reconstrucción especiales en equipos TC helicoidal