



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

BIOFÍSICA

*“ELABORACIÓN DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL
TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO TOSHIBA ACTIVION TSX-031A DEL AREA DE
IMAGENOLÓGÍA DEL HOSPITAL PROVINCIAL GENERAL DOCENTE RIOBAMBA”*

TESIS DE GRADO

PREVIA A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE:

BIOFÍSICO

Presentado por:

NATALÍ ALEJANDRA CHÁVEZ OLEAS

RIOBAMBA – ECUADOR

2011

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios y a mis padres por darme la oportunidad de existir en este universo.

A mis hermanas por ser quienes me alientan a seguir adelante

A la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo por darme la oportunidad de formarme como profesional

A todos los docentes que nos impartieron sus conocimientos en las aulas.

Al Área de Imagenología del Hospital Provincial General Docente Riobamba por todas las atenciones prestadas y ponerme a disposición sus instalaciones, instrumentos y materiales necesarios para la realización de este trabajo

De manera especial al Msc. Freddy Benalcázar y Dr. Richard Pachacama por su desinteresada colaboración y valioso aporte en el desarrollo y culminación del presente trabajo.

Y primordialmente a mi hija y esposo por ser el apoyo fundamental en todos los momentos de mi vida.

Natalí

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado a mí querida hija Nicole por ser la luz que ilumina mi camino y a mi esposo Luis quien me da la fortaleza para seguir adelante con nuestro proyecto de vida.

Natalí

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

CERTIFICACIÓN

EL TRIBUNAL DE TESIS CERTIFICA QUE:

El trabajo de investigación titulado “ELABORACIÓN DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO TOSHIBA ACTIVION TSX-031A DEL ÁREA DE IMAGENOLOGÍA DEL HOSPITAL PROVINCIAL GENERAL DOCENTE RIOBAMBA”, de responsabilidad dela Sra. Natalí Alejandra Chávez Oleas ha sido prolijamente revisada y se autoriza su presentación.

Tribunal de Tesis:

Dra. Jenny Orbe

PRESIDENTA

Dr. Richard Pachacama

DIRECTOR

Dr. Freddy Benalcázar

MIEMBRO

Riobamba, Abril del 2011

DERECHOS DE AUTORÍA

Yo, Natalí Alejandra Chávez Oleas, declaro que soy la autora del presente trabajo de tesis titulado “ELABORACIÓN DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO TOSHIBA ACTIVION TSX-031A DEL AREA DE IMAGENOLOGÍA DEL HOSPITAL PROVINCIAL GENERAL DOCENTE RIOBAMBA”, que fue elaborada en su totalidad por mí persona, bajo la dirección del Dr. Richard Pachacama y Colaborador Msc. Freddy Benalcázar, haciéndome totalmente responsable por las ideas, criterios, doctrinas y resultados expuestos en esta Tesis, y el patrimonio de la misma pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Natalí Alejandra Chávez Oleas

CI. 060382287-5

RESUMEN

Se desarrolló un Protocolo de Control de Calidad para el Tomógrafo Computarizado (TC) Toshiba Activion TSX-031A del Hospital Provincial General Docente Riobamba, con el fin establecer criterios que contribuyan alcanzar un uso eficiente de las radiaciones ionizantes y permitan la obtención de imágenes diagnósticas de alta calidad con el menor riesgo posible al paciente y al Personal Ocupacionalmente Expuesto.

Se utilizó los métodos inductivo para la información y deductivo para el análisis técnico de cada uno de los parámetros del protocolo. Mediante técnicas bibliográficas se recopiló información actual y específica, por medio de técnicas de observación y operación del equipo se obtuvo información técnica acerca del funcionamiento, este protocolo cumple con normativas, nacionales e internacionales como las planteadas por la OIEA, OMS, SCIAN, ICRP, UNSCEAR, también se tomó como referencia protocolos generales para radiodiagnóstico. Este comprende tres partes importantes: el funcionamiento del equipo, la descripción de cada uno de los parámetros físicos, los materiales como fantomas, cámaras de ionización, voltímetros, y el proceso para realizar cada una de las pruebas.

Dada la naturaleza de nuestra investigación una primera parte teórica y otra de carácter tecnológico, pues el (TC) es totalmente documentado por el fabricante, esta investigación no tiene necesidad de hipótesis, pero si se ha cumplido con el objetivo general, este protocolo servirá de base para la realización de un programa de garantía de calidad para el área de Imagenología.

Se recomienda la utilización inmediata del protocolo, a fin de prevenir accidentes radiológicos y el daño irreparable del equipo.

SUMMARY

A Quality Control Protocol was developed for the computed Tomograph (TC) Toshiba Activion TSX-031A of the Hospital General Docente Riobamba to establish criteria contributing to reaching an efficient use of the ionizing radiations and permit the obtainment of high quality diagnosis images with the least possible risk to the patient and occupationally exposed personnel.

The inductive methods were used for information and the deductive ones for the technical analysis of each protocol parameter. Through the bibliography techniques up-dated and specific information was collected, and through observation techniques and equipment operation technical information about its functioning was obtained.

This protocol meets the national and international norms such as those put forward by the OIEA, WHO, SCIAN, ICRP and UNSCEAR, general protocols for the radio-diagnosis were also taken as a reference. It comprises three important parts: the equipment functioning, the description of the each physical parameter and material such as fanthoms, ionization cameras, voltmeters and the process to carry out each test.

Because of the investigation nature there is a first theoretical part and a technological one, as the (TC) is totally documented by the manufacturer. This investigation those not need a hypothesis but it has an accomplished the general objective; this protocol will help as the basis for the realization of a quality guarantee program for the Imagenology area.

The immediate protocol use is recommended prevent from radiology accidents and the equipment irreparable damage.

INDICE DE CONTENIDOS

AGRADECIMIENTO	i
DEDICATORIA	ii
DERECHOS DE AUTORÍA	iv
RESUMEN	vi
SUMMARY	vii
INDICE DE CONTENIDOS	viii
ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xiii
INTRODUCCIÓN	1
ANTECEDENTES	3
JUSTIFICACIÓN	6
OBJETIVOS	8
CAPÍTULO 1	9
1. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA	9
1.1. PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO	9
1.2. GEOMETRÍA DE LOS ESCÁNERES TC	10

1.3.	TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA HELICOIDAL.....	17
1.4.	COMPONENTES DEL SISTEMA.....	21
1.5.	CARACTERÍSTICAS DE LA IMAGEN.....	24
1.6.	CALIDAD DE LA IMAGEN	34
1.7.	TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO TOSHIBA ACTIVION TSX-031A	37
CAPÍTULO 2.....		55
2.	DESCRIPCIÓN DE LOS PARÁMETROS DE CONTROL DE CALIDAD DE UN EQUIPO DE TC	55
2.1.	PROTECCIÓN RADIOLOGICA	56
2.2.	PARÁMETROS GEOMÉTRICOS.....	59
2.3.	PARÁMETROS QUE DETERMINAN LA CALIDAD DE LA IMAGEN.....	63
2.4.	PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS.....	77
2.5.	TIEMPO DE EXPOSICIÓN.....	78
2.6.	CALIDAD DEL HAZ	79
CAPÍTULO 3.....		81
3.	PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL TOMOGRAFO COMPUTARIZADO TOSHIBA ACTIVION TSX-031A.	81
3.1.	PRUEBA DE CONSTANCIA INICIAL	82
3.2.	PRUEBAS DE CONSTANCIA PERIODICAS	82

3.3. MONITOREO AMBIENTAL.....	83
3.4. PARÁMETROS GEOMÉTRICOS.....	85
3.5. PARÁMETROS QUE DETERMINAN LA CALIDAD DE LA IMAGEN.....	94
3.6. PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS.....	106
3.7. CALIDAD DEL HAZ.....	110
CAPÍTULO IV	113
4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	113
4.1. CONCLUSIONES.....	113
4.2. RECOMENDACIONES	115
BIBLIOGRAFÍA	117
ANEXOS	122
FANTOMAS PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA	122
CÁMARAS DE IONIZACIÓN.....	136
EFFECTOS DE LA RADIACIÓN IONIZANTE:	138

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Límites anuales de dosis	58
Tabla 2.2 Número TC para diferentes materiales	65
Tabla 2.3 Valor de los coeficientes de atenuación y número TC de diferentes materiales ..	72
Tabla 3.1 Monitoreo ambiental.....	83
Tabla 3.2 Radiación de fuga	85
Tabla 3.3 Alineación de luz de campo.....	86
Tabla 3.4 Desplazamiento de camilla	88
Tabla 3.5 Espesor efectivo de corte	89
Tabla 3.6 Avance de camilla entre cortes	91
Tabla 3.7 Exactitud de la selección de la posición del corte sobre el topograma.....	92
Tabla 3.8 Exactitud del ángulo de inclinación del estativo	93
Tabla 3.9 Valores de los números de TC.....	95
Tabla 3.10 Resolución espacial	97
Tabla 3.11 Resolución de contraste	99
Tabla 3.12 Ruido en la imagen	101
Tabla 3.13 Linealidad y escala de contraste	102
Tabla 3.14 Artefactos en la imagen	103
Tabla 3.15 Uniformidad espacial del número de TC.....	105
Tabla 3.16 Dosimetría.....	106
Tabla 3.17 Tiempo de exposición.....	108

Tabla 3.18 Exactitud de la tensión.....	110
Tabla 3.19 Exactitud del valor nominal de la tensión del tubo.....	111

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Escáner de primera generación	11
Figura 1.2 Escáner de segunda generación	12
Figura 1.3 Escáner de tercera generación	13
Figura 1.4 Escáner de cuarta generación	15
Figura 1.5 Tc helicoidal	16
Figura 1.6 Examen en TC helicoidal	19
Figura 1.7 Matrices de imagen	26
Figura 1.8 Imagen asociada	26
Figura 1.9 Matriz reconstruida.....	27
Figura 1.10 Tomografía convencional.....	29
Figura 1.11 Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion TSX-031A.....	37
Figura 1.12 Gantry	42
Figura 1.13 Gantry parte frontal	43
Figura 1.14 Panel de operaciones (lado izquierdo).....	44
Figura 1.15 Inclinación del gantry.....	45
Figura 1.16 Proyector	47
Figura 1.17 Lámpara de indicación de exposición a rayos X y de encendido.....	48
Figura 1.18 Guía del paciente	49
Figura 1.19 Mesa del paciente	50
Figura 1.20 Movimiento vertical de la mesa	51
Figura 1.21 Movimientos horizontales de la parte superior de la mesa	53

Figura 2.1 Resolución espacial	66
Figura 2.2 Resolución a bajo contraste:.....	68
Figura 2.3 Ruido en la imagen.....	71
Figura 2.4 Artefactos en la imagen.....	74
Figura 2.5 Bordes en la imagen	75
Figura 2.6 Artefactos en la imagen.....	76
Figura 3.1 Monitoreo Ambiental	84
Figura 3.2 Alineación de luz de campo	87
Figura 3.3 Desplazamiento de camilla.....	89
Figura 3.4 Espesor efectivo de corte.....	90
Figura 3.5 Ángulos de inclinación.....	94
Figura 3.6 Valore de los números de TC	96
Figura 3.7 Resolución a alto contraste.....	98
Figura 3.8 Resolución a bajo contraste.....	100
Figura 3.9 Cilindros	103
Figura 3.10 Artefactos en la imagen.....	104
Figura 3.11 Números de TC	106
Figura 3.12 Ejemplo de Croquis para Realizar la Prueba de Evaluación Radiológica.....	109
Anexos	
Espiral / TC helicoidal Fantoma de detectabilidad de lesión.....	122
AAPM TC Fantoma de rendimiento.....	124
Kit Fantomas TC de dosis (Pediátrica - Adultos) Cabeza y Cuerpo.	126
Mini Fantoma TC.	127

Fantoma TC espiral.....	129
Fantoma Intervencionista Triple-Modalidad 3D abdominal.	130
Kit fantomas TC dosis pediátrica y adultos.	131
Tomografía computarizada (TC) fantoma de cabeza.	133
Semiflex TM Cámara de ionización 0.3 cm ³ , a prueba de agua	136
Semiflex TM Cámara de ionización, 0.125 cm ³ , a prueba de agua	137
Señalización internacional de radiactividad	141

INTRODUCCIÓN

El Hospital Provincial General Docente Riobamba, en su área de Imagenología, consta de los mejores equipos de radiodiagnóstico del centro del país además de personal calificado para el manejo de dichos equipos. Uno de los propósitos de esta área es brindar un servicio de calidad a sus pacientes.

Entre estos equipos de radiodiagnóstico consta el Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion TSX-031A el cual se puso en funcionamiento a partir del año 2009, pero sin contar con un protocolo de control de calidad para el mismo, lo cual es de suma importancia para controlar su buen funcionamiento y evitar accidentes radiológicos que afectarán no solo al personal ocupacionalmente expuesto sino a sus pacientes y al público en general.

Por ello el tema escogido *“ELABORACIÓN DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO TOSHIBA ACTIVION TSX-031A DEL AREA DE IMAGENOLOGÍA DEL HOSPITAL PROVINCIAL GENERAL DOCENTE RIOBAMBA”* servirá de contribución para que el área de Imagenología ponga en práctica y brinde un mejor servicio, a más de que pueda obtener su licencia institucional.

La estructura del presente protocolo es la siguiente: En el Capítulo 1 “Tomografía Computarizada” se tratará los principios de funcionamiento del equipo de tomografía

computarizada (TC), geometría, tipos, componentes y características de los escáneres TC, calidad de la imagen y una descripción del Tomógrafo Toshiba Activion TSX-031A.

En el Capítulo 2 “Descripción de los parámetros de control de calidad de un equipo de TC”, se tratará aspectos de protección radiológica, parámetros: geométricos, calidad de imagen, dosimétricos, tiempo de exposición y calidad del haz.

El Capítulo 3 se desarrollará el protocolo de control de calidad que se propone y consta de la descripción de pruebas con sus procedimientos, materiales, personal que realiza la prueba, duración, periodicidad y tolerancia.

Finalmente se anexarán diversas alternativas con respecto a los materiales que se necesitaran para realizar cada una de las pruebas de dicho protocolo y se tratarán puntos como los efectos de la radiación, medidas de protección radiológica y protección de la población

ANTECEDENTES

Desde que se decide captar una estructura anatómica hasta que se realiza el diagnóstico sobre la imagen obtenida, se realiza una compleja actividad en la que están implicados diferentes procesos físicos, equipos y especialistas. A cada posible fallo en alguno de estos elementos cabe asociar un detrimento¹ en la calidad de la imagen final o un aumento en la dosis de radiación que recibe el paciente, o ambos efectos.

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. Demostraron que los rayos X que atraviesan cualquier cuerpo contienen información de todos los órganos constituyentes del cuerpo humano. 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.

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

¹ Detrimento en la imagen: daño, deterioro, de la imagen resultante de un proceso.

permiten el uso de modos de funcionamiento de disminución de dosis de radiación al paciente.

Aunque los exámenes de TC sólo representan entre el 5% al 10% del total de exámenes imagenológicos 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 con rayos X convencionales. Por ello, los estudios de TC representan una de las mayores fuentes de exposición en radiodiagnóstico.

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 cual 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, basados en las especificaciones y estandarizaciones de un conjunto de parámetros ejecutables

Para cumplir con estos requisitos se debe organizar un programa de control de calidad basado en controles diarios y mensuales los cuales deben estar a cargo del personal de radiodiagnóstico (encargados de la operación del equipos) mientras que los controles menos frecuentes como son los controles anuales o tras cambios de condiciones de operación del mismo queden a cargo del experto calificado en Física Médica entrenado en

radiodiagnóstico, quien así mismo puede asesorar y evaluar sobre todos los resultados de las pruebas ejecutadas en los controles realizados por los operadores de dicha unidad de diagnóstico

El Hospital Policlínico de Riobamba implementa en el año de 1952 el primer equipo de rayos X, este funcionaba en su antiguo hospital, en el año de 1997 se pone en funcionamiento el nuevo Hospital ahora llamado Hospital Provincial General Docente de Riobamba en el cual se implementa el área de Imagenología con sus nuevos equipos de Rayos X convencional y el equipo de Fluroscopía. Para el año 2009 se inauguran un mamógrafo y un tomógrafo denominados los mejores del centro del país.

El tomógrafo computarizado Toshiba Activion TSX-031A del área de Imagenología del Hospital Provincial General Docente Riobamba se pone en funcionamiento en Abril del 2009.

JUSTIFICACIÓN

Si bien en el Ecuador se viene desarrollando programas de aseguramiento de la calidad de radioterapia, aún en Imagenología no existen programas que permitan controlar los parámetros físicos adecuados para el diagnóstico por imágenes y las dosis administrada al paciente; ya que a nivel nacional se observa la escasez de Físicos Médicos (FM) o personal afín especializados en esta área, debido en parte a que ésta es una profesión relativamente nueva, a la falta de reconocimiento legal de la profesión 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 personal calificado responsable de optimizar el diagnóstico por imágenes y el tratamiento de pacientes con el uso de radiaciones, capaces de diseñar e implementar nuevas técnicas e instrumentaciones para el análisis de señales e imágenes, controlde 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. Sin embargo, a pesar del aumento y complejidad de la tecnología en equipos médicos de radiodiagnóstico que se incorporan a los hospitales y clínicas públicas y privadas a nivel nacional no se han incrementado programas universitarios de formación académica que pretenda satisfacer la demanda creciente de profesionales que se dediquen a este campo.

Actualmente existe una creciente adquisición de Tomógrafos Computarizados (TC), por lo que es menester implantar un Protocolo de Control de Calidad (PCC) para TC a nivel nacional a fin de optimizar la calidad de los diagnósticos, 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 lo más importante administrar al paciente una dosis adecuada garantizando la calidad de imagen.

El Hospital Provincial General Docente de Riobamba en el área de Imagenología cuenta en la actualidad con el Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion TSX-031A, el cual brinda servicios de radiodiagnóstico a todos y cada uno de los pacientes que acuden a esta casa de salud, sin embargo, a pesar de su alta tecnología este debería contar con un Protocolo de Control de Calidad, el cual no solo servirá para el diagnóstico del paciente, sino que además, brindará las seguridades necesarias para el buen funcionamiento del mismo, es decir, aplicar la Protección Radiológica del paciente y del POE y mejorar la calidad de las imágenes.

Al momento el Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion tsx-031A solo cuenta con visitas semestrales para su mantenimiento preventivo (por parte de la empresa proveedora del equipo). Por esto se sugiere implementar un protocolo de control de calidad el cual se basa en controles diarios, mensuales, semestrales y anuales para garantizar mejor servicio con este equipo del área de Imagenología.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Elaborar un protocolo de control de calidad para el Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion TSX-031A del área Imagenología del Hospital Provincial General Docente Riobamba, que contribuya al uso eficiente y eficaz de las radiaciones ionizantes.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estudiar los parámetros físicos que afectan la calidad de imagen descritos en la literatura, tales como: calidad del haz, radiación de fuga, tiempo de exposición, dosimetría, entre otros.
- Establecer los parámetros mecánicos y eléctricos que afectan el buen funcionamiento del Tomógrafo Computarizado Toshiba, según lo establecido en la literatura, tales como: parámetros geométricos, calidad de imagen, entre otros.
- Recomendar el material y la instrumentación necesaria para realizar controles de calidad del Tomógrafo Computarizado Toshiba en base al protocolo de control de calidad elaborado.
- Concientizar a los directivos de hospital y al personal ocupacionalmente expuesto respecto de la importancia de la aplicación del protocolo.

CAPÍTULO 1

1. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

1.1.PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO

La forma más sencilla de tomografía computarizada consiste en el uso de un haz de rayos X finamente colimado y un único detector. La fuente de rayos X y el detector están conectados de tal modo que se mueven de forma sincronizada. Cuando el conjunto fuente-detector efectúa un barrido, o traslación, del paciente, las estructuras internas del cuerpo atenúan el haz de rayos X según sus respectivos valores de número atómico y densidad de masa. La intensidad de radiación detectada variará, así, conformará un perfil de intensidad llamado proyección. Al concluir la traslación, el conjunto fuente-detector regresa a su posición de partida, y el conjunto completo gira para iniciar una segunda traslación. Durante ésta, la señal del detector vuelve a ser proporcional a la atenuación del haz de rayos X de las estructuras anatómicas, de lo que se obtiene un segundo resultado de exploración.

Si se repite este proceso un número elevado de veces, se generarán numerosas proyecciones. Estas proyecciones no se perciben visualmente, sino que se almacenan en un ordenador. Después, el ordenador las procesa y estudia sus patrones de superposición para

reconstruir una imagen final de las estructuras anatómicas. La superposición de las proyecciones no se produce como podría imaginarse en primera instancia. La señal del detector durante cada traslación se registra en incrementos de un máximo de 1000 superposiciones. El valor de cada incremento está relacionado con el coeficiente de atenuación de los rayos X que corresponde al trayecto total de la radiación por el tejido. Mediante el empleo de ecuaciones simultáneas se obtiene finalmente una matriz de valores representativa de la sección transversal de la estructura sometida a examen[23].

1.2.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 [25].

1.2.1. TIPOS DE ESCÁNERES TC

- **Escáneres de primera generación (Tipo I Traslación-rotación)**

El funcionamiento se basa en un tubo de rayos X y un detector, este sistema hace el movimiento de traslación rotación. Para obtener un corte tomográfico son necesarias muchas mediciones y, por tanto muchas rotaciones del sistema, lo que nos lleva a

tiempos de corte muy grandes (superiores a 5 minutos) (Fig. 1.1). Se usa para hacer Cráneos[26].

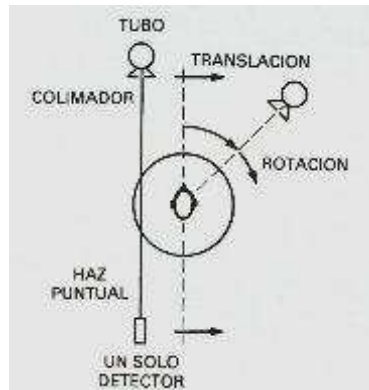


Figura 1.1 Escáner de primera generación [26]

- **Escáneres de segunda generación (Tipo II Translación-rotación)**

En esta generación se utilizan varios detectores y un haz de rayos X en abanico (lo que aumentaba la radiación dispersa), con esto se consigue que el tiempo de corte se reduzca entre 20 y 60 s.(Fig. 1.2).[26]

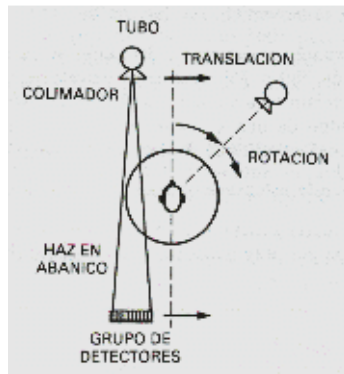


Figura 1.2 Escáner de segunda generación [26]

- **Escáneres de tercera generación (Rotación-rotación)**

En los cuales el tubo de rayos X y la matriz de detectores giraban en movimientos concéntricos alrededor del paciente. Como equipos de sólo rotación, los escáneres de tercera generación eran capaces de producir una imagen por segundo. (Fig. 1.3.).

El escáner de TC de tercera generación utiliza una disposición curvilínea que contiene múltiples detectores y un haz en abanico. El número de detectores y la anchura del haz en abanico, de entre 30 y 60° y el haz en abanico y la matriz de detectores permiten ver al paciente completo en todos los barridos.

La disposición curvilínea de detectores se traduce en una longitud constante de la trayectoria del conjunto fuente-detector, lo que ofrece ventajas a la hora de reconstruir las imágenes. Esta característica de la matriz de detectores de tercera generación permite además obtener una mejor colimación del haz de rayos X, con la reducción de la radiación dispersa.

Una de las principales desventajas de los escáneres de tercera generación es la aparición ocasional de artefactos, debida a un fallo de algún detector[26]

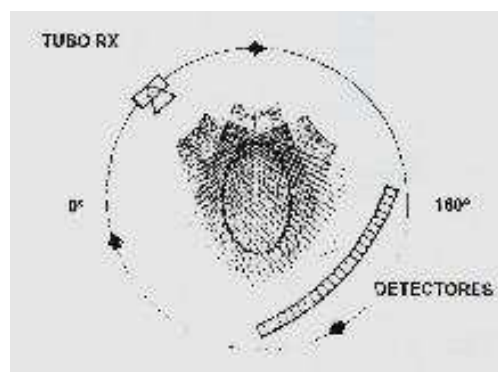


Figura 1.3Escáner de tercera generación[26]

- **Escáneres de cuarta generación (Rotación-estacionaria)**

Los escáneres de cuarta generación poseen sólo movimiento rotatorio. El tubo de rayos X gira, pero la matriz de detectores no. La detección de la radiación se realiza mediante una disposición circular fija de detectores. El haz de rayos X tiene forma de abanico, con características similares a las de los haces usados en equipos de tercera generación. Estas unidades alcanzan tiempos de barrido de 1 segundo y pueden cubrir grosores de corte variables, así como suministrar las mismas posibilidades de manipulación de la imagen que los modelos de generaciones anteriores.

La matriz de detectores fijos de los escáneres de cuarta generación no produce una trayectoria de haz constante desde la fuente a todos los detectores, sino que permite calibrar cada detector y normalizar su señal durante cada barrido.(Fig. 1.4.).[26]

El principal inconveniente de los escáneres de cuarta generación es la alta dosis que recibe el paciente, bastante superior a la que se asocia a los otros tipos de escáneres.

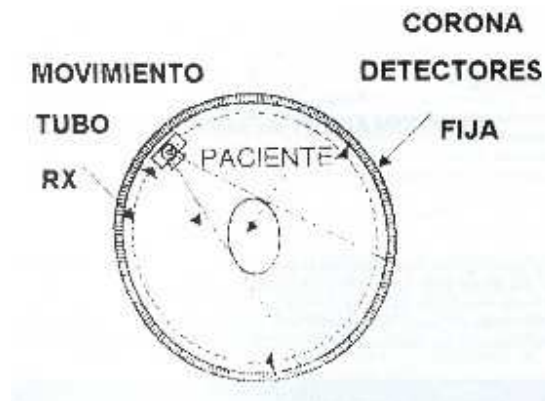


Figura 1.4 Escáner de cuarta generación[26]

- **Escáneres de quinta generación (Estacionario-estacionaria)**

En esta clase de TC hay múltiples fuentes fijas de rayos X que no se mueven y numerosos detectores también fijos. Son muy caros, muy rápidos y con tiempos de corte cortísimos. Apenas se utilizaron en EEUU. [26]

- **Escáneres de sexta generación**

Se basan en un chorro de electrones. Es un cañón emisor de electrones los cuales posteriormente son desviados e inciden sobre láminas de tungsteno. El detector está situado en el lado opuesto del Gantry por donde entran los fotones. Consigue 8 cortes contiguos en 224 ms. Apenas se utilizaron en EEUU, eran carísimos y enormes, poco útiles.[26]

- **Escáner de séptima generación TC Helicoidal**

En estos sistemas el tubo de rayos x y los detectores se montan, sobre anillos deslizantes y no se necesitan cables para recibir electricidad o enviar información recibida.

Esto permite una rotación completa y continua del tubo y detectores.(Fig. 1.5.).

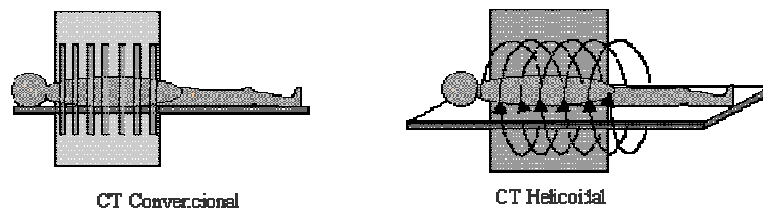


Figura 1.5Tc helicoidal[25]

El haz de rayos X traza un dibujo en forma de hélice sobre la superficie del paciente, mientras se adquieren inmediatamente los datos de un volumen de su anatomía, por esto se denomina TC volumétrico o helicoidal.

Las imágenes o cortes axiales se reconstruyen a partir de los datos obtenidos en cada uno de los ciclos del TC helicoidal, también puede funcionar como un TC convencional.

Fue introducida por Siemens en el año 1990, actualmente casi todos los equipos de TC que se venden son helicoidales, los tiempos de exploración son de 0.7 y 1 s. por ciclo. [23]

1.3.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 [19]. 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. 1.6.).

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 [19]

$$p = \frac{\text{desplazamiento de la camilla } \times \text{giro del tubo de rayos } x}{\text{colimacion}}$$

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 [19], 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.

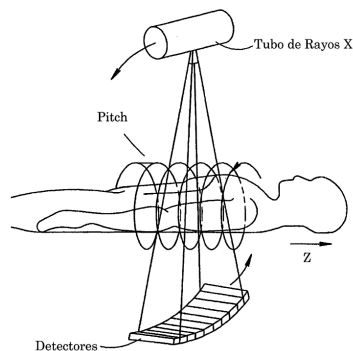


Figura 1.6 Examen en TC helicoidal²

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 [12]. 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

²El tubo de rayos X gira 360° 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). Muy extensa la explicación de la figura

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, sometiéndolo 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. Los equipos de TC multicorte, que tienen múltiples hileras de detectores (2, 4, 6, 8, 12, 16, 32, 40, 64 y 256) [17] 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 equivalente³(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.

1.4.COMONENTES DEL SISTEMA

Sea cual sea el tipo de escáner que se utilice, en su diseño cabe distinguir tres componentes principales: el gantry, el ordenador y la consola del operador.[26]

- **Gantry:** Contiene un tubo de rayos X, la matriz de detectores, el generador de alta tensión, la camilla de soporte del paciente y los soportes mecánicos. Estos subsistemas se controlan mediante órdenes electrónicas transmitidas desde la consola del operador, y transmiten a su vez datos al ordenador con vistas a la producción y análisis de las imágenes obtenidas.
 - *Tubo de rayos X:* En la mayoría de los tubos se usan rotores de alta velocidad para favorecer la disipación del calor. Los escáneres de TC diseñados para la producción de imágenes con alta resolución espacial contienen tubos de rayos X con punto focal pequeño.

³ La filtración total equivalente del haz para el diagnóstico radiológico deberá ser equivalente a no menos de 2,5 mm de aluminio, de los cuales 1,5 mm deberán ser permanentes.

- *Conjunto de detectores:* Los primeros escáneres de TC tenían un solo detector. Los más modernos utilizan numerosos detectores, en disposiciones que llegan hasta contener 2400 elementos de dos categorías: detectores de centelleo y sólidos.
- *Colimación:* En TC a veces se utilizan dos colimadores. El primero se monta en la cubierta del tubo o en sus proximidades, y limita el área del paciente que intercepta el haz útil, determinando así el grosor del corte y la dosis de radiación recibida por el paciente. Este colimador pre paciente suele constar de varias secciones que permiten obtener un haz de rayos X casi paralelo. Un ajuste inapropiado de los colimadores pre paciente origina un exceso innecesario de dosis de radiación en el paciente durante la TC. El segundo colimador (postpaciente), restringe el campo de rayos X visto por la matriz de receptores. Este colimador reduce la radiación dispersa que incide sobre los detectores.
- *Generador de alta tensión:* Todos los escáneres de TC funcionan con alimentación trifásica o de alta frecuencia. Así, admiten velocidades superiores del rotor del tubo de rayos X y los picos de potencia característicos de los sistemas pulsátiles.
- *Colocación del paciente y camilla de soporte:* Sostiene al paciente en una posición cómoda, está construida con un material de bajo número atómico, como fibra de carbono. Dispone de un motor que acciona la camilla con suavidad y precisión

para lograr una posición óptima del paciente durante el examen, en particular en técnicas de TC espiral. Si la posición del paciente no es exacta, tal vez se efectúen barridos repetidos de un mismo tejido, o se dejen secciones anatómicas sin examinar.

- **Ordenador.** La tomografía computarizada no sería posible si no se dispusiera de un ordenador digital ultrarrápido. Se requiere resolver simultáneamente 30000 ecuaciones; por tanto, es preciso disponer de un ordenador de gran capacidad. Con todos estos cálculos el ordenador reconstruye la imagen.

La mayoría de los ordenadores requieren un entorno especial y controlado; en consecuencia, muchas instalaciones de TC deben disponer de una sala contigua dedicada al equipo informático. En la sala del ordenador se han de mantener condiciones de humedad y temperatura adecuadas y controladas.

- **Consola de control.** Numerosos escáneres de TC disponen de dos consolas, una para el técnico que dirige el funcionamiento del equipo y la otra para el radiólogo que consulta las imágenes y manipula su contraste, tamaño y condiciones generales de presentación visual. La consola del operador contiene dispositivos de medida y control para facilitar la selección de los factores técnicos radiográficos adecuados, el movimiento mecánico

del gantry y la camilla del paciente y las ordenes comunicados al ordenador para activar la reconstrucción y transferencia de la imagen. La consola de visualización del médico acepta la imagen reconstruida desde la consola del operador y la visualiza con vistas a obtener el diagnóstico adecuado.

- **Almacenamiento de las imágenes.** Existen numerosos formatos de imágenes útiles en el campo de la radiología. Los escáneres actuales almacenan los datos de las imágenes en discos duros del ordenador.[26]

1.5.CARACTERÍSTICAS DE LA IMAGEN

La imagen obtenida en radiografía digital se produce cuando los rayos X forman una imagen latente directamente en el receptor de la imagen que debe procesarse químicamente para obtener una imagen visible. Con la radiografía digital los rayos X forman una imagen electrónica latente en un detector de radiación. Esa imagen latente se procesa electrónicamente por un ordenador, se convierte en una matriz de valores numéricos, y se guarda temporalmente en la memoria.[26]

1.5.1. IMAGEN DIGITAL

Una imagen puede ser definida como una función de dos dimensiones $f(x, y)$ donde x y y son las coordenadas espaciales (plano) y la amplitud de la función f en algún par de coordenadas (x, y) es llamada intensidad o nivel de gris de la imagen en ese punto.

Cuando x , y , f son cantidades discretas finitas, a dicha imagen se le llama imagen digital. Una imagen digital está compuesta de un número finito de elementos y cada uno tiene una localización y valor particulares. A éstos elementos se les llama, elementos de la imagen o píxeles; siendo este último el término más usado para denotar los elementos de una imagen digital.[12]

1.5.2. MATRIZ DE IMAGEN

Aunque la imagen obtenida en la pantalla del ordenador es bidimensional corresponde en la realidad a un volumen. El soporte donde se crea la imagen es una matriz.[12]

El término matriz de imagen se refiere a un conjunto de casillas dispuestas en filas y columnas, cada casilla corresponde a una situación específica en la imagen. El valor de la casilla representa el brillo o intensidad de esa situación [23].

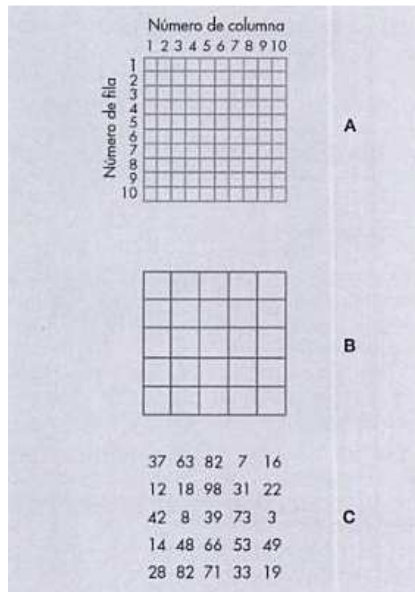


Figura 1.7Matrices de imagen[23]

En la (Fig. 1.7) , se muestra una matriz de 10x10 casillas, una matriz de 5x5 casillas, una matriz de 5x5 números en casillas imaginarias y su imagen asociada (Fig. 1.8). Cada imagen digital consiste en una matriz de casillas que tienen varios niveles de brillo en el monitor del video. El brillo de una casilla está determinado por el número generado computacionalmente guardado en esa casilla.[23]

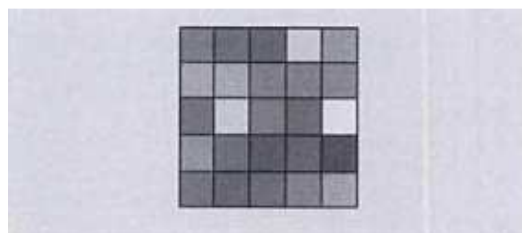


Figura 1.8 Imagen asociada [23]

Cada casilla de la matriz de la imagen se llama pixel. En imagen de radiografía digital, el valor del pixel determina el brillo del pixel, el valor es relativo y determina el contraste de la imagen.

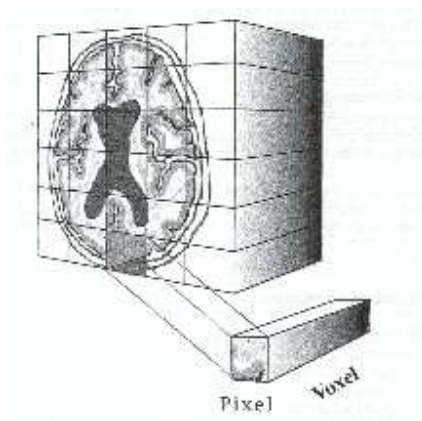


Figura 1.9 Matriz reconstruida[23]

1.5.3. IMAGEN EN TC

En imagen de TC, el valor numérico de cada pixel es un número de TC o unidad de Hounsfield (HU), el valor de HU puede manipularse para determinar la composición del tejido que representa.

El tamaño de la matriz de la imagen está determinado por las características del equipo de imagen y por la capacidad del ordenador, el tamaño de la matriz puede ser elegida por el operario. Los sistemas de imágenes digitales proporcionan tamaños de matriz de imagen de 64 x 64 a 4096 x 4096. En TC la imagen es de 256 x 256. [23]

El TC es revolucionario por el hecho de no grabar la imagen en un modo convencional, no hay un receptor habitual de la imagen, como una placa o un tubo intensificador de imágenes.

Un haz de rayos X colimado se dirige sobre el paciente y la radiación atenuada que formará la imagen es detectada por un detector de imágenes en estado sólido. El ordenador analiza la señal del receptor, reconstruye la imagen y la muestra en un monitor. La reconstrucción computarizada de la sección anatómica se consigue mediante ecuaciones matemáticas adaptadas para procedimientos computarizados llamados algoritmos.

La tomografía convencional se llama tomografía axial porque el plano de la imagen es paralelo al eje longitudinal del cuerpo y proporciona imágenes sagitales y coronales. Una imagen de TC es una imagen transaxial o transversa. La imagen es perpendicular al eje longitudinal del cuerpo (Fig. 1.10.).

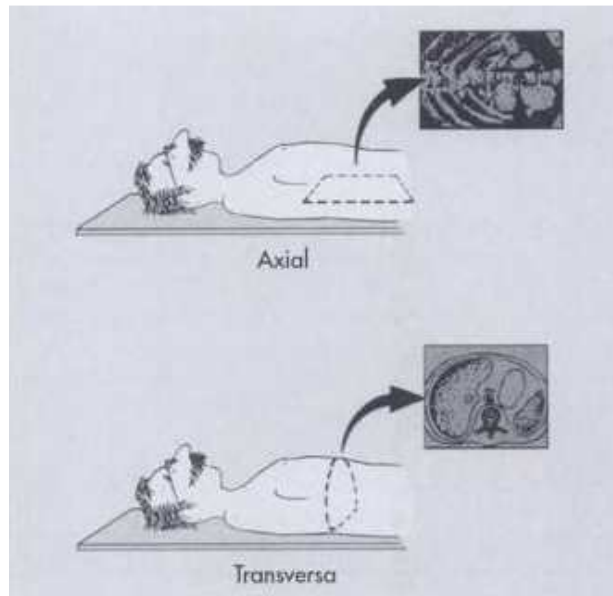


Figura 1.10 Tomografía convencional[23]

1.5.4. NUMEROS DEL TC

Cada pixel se muestra en el monitor como un nivel de brillo y en la imagen fotográfica como un nivel de densidad óptica. Estos niveles corresponden a un rango de números de TC desde -1000 a +1000 para cada pixel. Un número de TC de -1000 corresponde a aire. Un número de TC de +1000 corresponde a hueso denso, un número de TC de cero indica agua. [23]

El número de TC preciso para un determinado pixel está relacionado con el coeficiente de atenuación de los rayos X⁴ del tejido contenido en el vóxel⁵.

El valor del número de TC está dado por lo siguiente:

$$\text{Número de TC} = k \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_t}$$

Donde μ_t es el coeficiente de atenuación del tejido en el pixel utilizado, μ_w es el coeficiente de atenuación del agua a los rayos X y k es la constante que determina el factor de la escala para el rango de números de TC.

Para que el sistema de imagen de TC opere con precisión, la respuesta del detector debe ser calibrada continuamente para que el agua esté siempre representada por cero.

⁴ Coeficiente de atenuación está determinado por el promedio de la energía del haz de rayos X y el número atómico efectivo del absorbente.

⁵ el pixel tiene un grosor (grosor de corte) pues al pixel más el grosor de corte se le denomina VOXEL.

1.5.5. RECONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN

Las proyecciones adquiridas por cada detector durante la TC son almacenadas en la memoria del ordenador. La imagen es reconstruida a través de estas proyecciones mediante un procedimiento denominado proyección retrógrada filtrada o retroproyección filtrada.

Aquí el término filtro se refiere a una función matemática más que a un filtro metálico, para los haces de rayos X.

Ahora nos fijaremos en un solo pixel, como si lo sacáramos de la matriz, vemos que el pixel tiene un grosor (grosor de corte) pues al pixel más el grosor de corte se le denomina voxel.

Una vez que el ordenador ha obtenido la imagen a cada pixel se le otorga un valor, gracias a que el ordenador a digitalizado los datos. Este valor corresponde a la media de atenuación que sufrieron los distintos fotones de rayos X que después de atravesar al paciente llegaron a los detectores y que se representan en dicho voxel. Es decir el coeficiente de atenuación representado en un pixel es la media de todos los coeficientes de atenuación que existan en el volumen del voxel. No se puede representar algo más pequeño que el voxel.

Dependiendo del tamaño del objeto a representar y el tamaño de la matriz que vayamos a utilizar, cambiara la resolución espacial de la imagen, la imagen obtenida de una estructura geométrica regular con un borde nítido puede ser borrosa. El grado de borrosidad de dicha imagen es una medida de la resolución espacial del sistema.

El ordenador después de computar toda la información, otorga un valor numérico a cada pixel (que se corresponde con el coeficiente de atenuación), este número del pixel se corresponde con un color en una escala de grises que tenemos si hacemos esto con todos los pixel tendremos una amplia gama de grises capaz de representar cualquier imagen.

Para crear la imagen, como ya hemos dicho, necesitamos saber todos los coeficientes de atenuación que existen en el volumen del voxel para así hacer la media de todos ellos. Pues bien esto se hace por dos métodos:[26]

1. Método Iterativo: Se utiliza en TC de primera generación. El ordenador va haciendo intentos de sumas en vertical, horizontal y diagonal, hasta que obtiene la coincidencia de todos los datos. Este método está hoy en día en desuso.

2. Método Analítico: Tiene varias posibilidades pero la más usada es el método de retroproyección filtrada. El método analítico empieza a reconstruir la imagen según se van recibiendo los datos, así se crea una imagen unidimensional y se representa a continuación en la matriz, esto se hace sucesivamente con todos los disparos; después de todas las reconstrucciones se crea finalmente la imagen. Esta imagen es filtrada mediante un filtro KERNEL, que en realidad lo único que va a hacer es una superposición de una determinada curva, correspondiente a una determinada fórmula matemática (filtro) a la curva obtenida mediante la adquisición de los datos de los detectores; esto es, multiplicando el valor obtenido por los detectores por un filtro Kernel⁶ para así obtener el resultado. Su finalidad es resaltar los datos de la imagen que puedan tener alguna importancia diagnóstica.

Los filtros Kernel son fórmulas matemáticas y hay distintos tipos de filtros, se seleccionan dependiendo de lo que más nos interese ver. Los filtros más importantes son:

- SHARP: Realza bordes de estructuras de muy distinto coeficiente de atenuación.
- REALCE DE BORDES: Realza la diferencia entre bordes, realza más la diferencia de contraste entre estructuras de no muy distinto coeficiente de atenuación.
- SUAVIZADO: Lo que hace es disminuir los artefactos debido al ruido estático, va a limar diferencias. [26]

⁶ Filtro de Kernel se basa en la utilización de una matriz de convolución, la cual sirve para modificar la imagen inicial.

1.6.CALIDAD DE LA IMAGEN

Como las imágenes de TC están constituidas por valores de píxeles discretos que se convierten después a formato de película. Existen numerosos métodos para medir la calidad de imagen. Estos métodos se aplican sobre cuatro características a las que se asignan magnitudes numéricas: la resolución espacial, la resolución de contraste, la linealidad y el ruido.[26]

- **Resolución espacial**

Es la capacidad de todo método de imagen, de discriminar en la imagen objetos pequeños muy cercanos entre sí. Depende de:

- Tamaño del pixel, a menor tamaño mayor resolución espacial
- Grosor de corte (voxel), a más fino el grosor de corte mayor resolución espacial
- Algoritmo de reconstrucción

- **Resolución de contraste**

La capacidad para distinguir estructuras de diferente densidad, sean cuales sean su forma y su tamaño, se denomina *resolución de contraste*. Traduce la exactitud de los valores de absorción de los rayos X por el tejido en cada voxel o pixel. Depende de:

- Contraste del objeto
- Ruido de fondo del equipo(es inherente)

La resolución de contraste suministrada por los escáneres es considerablemente superior a la de las radiografías convencionales, principalmente debido a la colimación del haz en abanico, que restringe drásticamente la presencia de radiación dispersa. Sin embargo, la capacidad de mejorar los objetos de bajo contraste con un escáner está limitada por el tamaño y la uniformidad del objeto y por el ruido del sistema.

- **Ruido del sistema**

La resolución de contraste del sistema no es perfecta. La variación de los valores de representación de cada pixel sobre un mismo tejido por encima o por debajo del valor medio se denomina ruido del sistema. Si todos los valores de píxeles fueran iguales, el ruido del sistema sería cero. Cuanto mayor es la variación en estos valores, más nivel de ruido acompañará a la producción de las imágenes en un sistema dado. Es el granulado que existe en la imagen, puede oscurecer y difuminar los bordes de las estructuras representadas con la consiguiente pérdida de definición. Depende de:

- Número de fotones que llegan a los detectores (colimación, mA)
- Ruidos inherentes al equipo (electrónico, computacional)

El ruido es perceptible en la imagen final por la presencia de alteraciones. Las imágenes producidas por sistemas de bajo ruido se ven muy lisas, mientras que en sistemas de niveles de ruido elevados parecen manchadas. Por tanto, la resolución de objetos de bajo contraste está limitada por el ruido del equipo de TC.

- **Linealidad**

El escáner de TC debe calibrarse frecuentemente para comprobar que la imagen de agua corresponda a un número de TC igual a cero, y que otros tejidos se representen con su valor adecuado.

- **Uniformidad**

Cuando se obtiene la imagen de un objeto uniforme como el cubo de agua, cada pixel debe tener el mismo valor, porque cada pixel representa el mismo objeto. Además si el sistema de imagen de TC está correctamente ajustado, el valor de TC debe ser de cero, pero debido a que el sistema de imagen de TC es un mecanismo electrónico y mecánico muy complejo tal precisión no es posible en forma constante. El valor de TC para el agua puede variar día a día o incluso de hora en hora. Por tanto su calibración debe ser la adecuada.[23]

1.7.TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO TOSHIBA ACTIVION TSX-031A

Modelo TC helicoidal que permite en combinación con la mesa de paciente CBTB-018A un alcance de exploración de 1,8 m, este sistema se utiliza para la obtención de imágenes transaxiales decualquier zona del cuerpo que se desee y proporciona una amplia variedad de funciones de diagnóstico. (Fig. 1.11).[24]

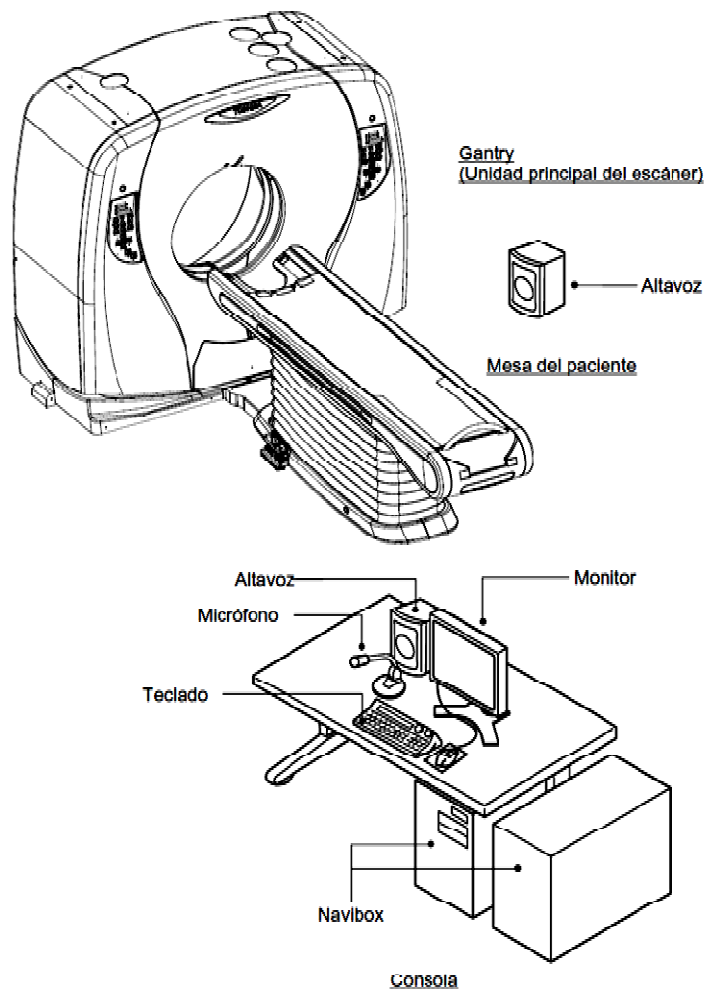


Figura 1.11 Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion TSX-031a. [24]

Características:

- Es un escáner TC de rayos X de gran rendimiento con un tubo HeliCool de un elevado grado de refrigeración que admite exploraciones de alta velocidad a 0,75 s por rotación.

- Detector de corte múltiple.

Los elementos de detección, con características de salida uniforme y de elevada potencia, permiten un espesor mínimo de corte de 0,5 mm y la obtención de datos isotrópicos precisos. El espesor mínimo de corte se ha reducido hasta 0,5 mm, lo que permite seleccionar la imagen de corte que se desee para realizar una exploración de 0,5 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm y 5 mm, según la finalidad específica.

- Exploración de alta velocidad.

Es posible obtener simultáneamente datos de 16 cortes en cada exploración. Por ejemplo, la exploración de campos pulmonares con más de 30 cm de alcance y un espesor de corte de 1 mm se puede efectuar en 10 segundos o menos. Como la adquisición se realiza en un breve período de tiempo, se mitiga la carga sobre el paciente, pero también se mejora el rendimiento al eliminar la necesidad de tener que esperar a que se enfríe el tubo de rayos X.

- Imágenes de elevada calidad.

Ahora es posible utilizar la exploración helicoidal de cortes pequeños para las exploraciones rutinarias. Basándose en datos de vóxeles de elevada resolución, se pueden obtener imágenes 3D⁷ y MPR⁸ con un nivel de detalle preciso y uniforme con el mismo tamaño en las direcciones X, Y y Z (isotrópicas). En la angiografía cerebral TC, por ejemplo, es posible realizar exploraciones de más de 40 mm de alcance con un espesor de corte de 0,5 mm en 4 segundos. Además, se puede realizar el procesamiento de imágenes (como 3D, MPR o tomográficas) para un conjunto de datos de obtención de un único volumen en una simple operación. Además, gracias a la superposición de los datos obtenidos mediante cortes pequeños, es posible obtener imágenes con pocos efectos de volumen parcial.

- Uso mejorado sobresaliente.

El uso se ha mejorado como se describe a continuación:

En el procesamiento de imágenes 3D o en el procesamiento de imágenes que lleva mucho tiempo, como en el caso de las zonas en las que hay áreas calcificadas superpuestas sobre el medio de contraste, se pueden eliminar fácilmente los huesos mientras se observan las imágenes de referencia.

⁷Una imagen en 3D, en definitiva, es una imagen en dos dimensiones que simula las tres dimensiones, pero proviene de un "mundo conceptual en 3D". Ese "mundo en 3D" permite que puedan generarse múltiples imágenes en 3D desde diferentes perspectivas.

⁸MPR son reconstrucciones multiplanares en planos sagital, coronal y axial.

La mayoría de las imágenes 3D se pueden generar con las condiciones óptimas si se selecciona el icono de valor predefinido apropiado.

- Selección del espesor de corte de las imágenes.

Es posible obtener datos para exploraciones rutinarias, exploraciones detalladas y para la generación de imágenes 3D en una sola exploración. Por ejemplo, si se realiza una exploración helicoidal con un espesor de corte de 0,5 mm, es posible generar imágenes de varios espesores de corte a partir de los mismos datos, como imágenes con un corte de 10 mm para las exploraciones rutinarias, imágenes con un corte de 5 mm para las exploraciones detalladas e imágenes con un corte de 0,5 mm para la generación de imágenes 3D. También es posible ajustar el espesor de corte de la imagen con varios alcances.

Por ejemplo, al realizar una exploración helicoidal de la cabeza con un espesor de corte de 0,5 mm, es posible generar imágenes con un espesor de corte óptimo para cada zona en una única reconstrucción, como imágenes con un espesor de 5,0 mm para la base del cráneo e imágenes con un espesor de 10 mm para el parénquima cerebral.

- Reducción de la exposición

El sistema incorpora el filtro de reducción de ruido cuántico (también conocido como software de reducción de ruido cuántico, QDS) y Real Como funciones estándar. Estas funciones son eficaces para reducir la dosis de exposición del paciente.

Filtro de reducción del ruido cuántico: QDS es un filtro adaptativo que permite reconocer los objetos reconstruidos. Efectúa un procesamiento de filtro de nitidez en zonas en las que el grado de cambio es alto (como los bordes de los tejidos) y un procesamiento de filtro de suavizado en las zonas en las que el grado de cambio es bajo (zonas que son casi uniformes).

Esto permite mejorar ulteriormente la calidad de las imágenes obtenidas con dosis estándar, además de mejorar la calidad de las imágenes obtenidas con dosis bajas a un nivel comparable al obtenido con dosis estándar.

Real EC: Real EC es una función que optimiza la dosis de rayos X para la zona que se está explorando. Por ejemplo, cuando se examinan el tórax y el abdomen en una única exploración, Real EC permite realizar la exploración mientras se varía de forma continua la dosis de rayos X para obtener la dosis de rayos X óptima para cada zona que se esté explorando. Como resultado, es posible reducir la dosis de exposición del paciente, ya que la exploración se puede realizar con la dosis óptima para el nivel deseado de calidad de imagen.

- Fluoroscopia TC de corte múltiple (opcional)

Con este sistema, es posible reconstruir y mostrar tres cortes obtenidos mediante la combinación de cuatro cortes en tiempo real. Como resultado, también se pueden supervisar los cortes antes y después de la zona objetivo, con la consiguiente mejora en

los procedimientos; por ejemplo, en las biopsias, los tratamientos de RF⁹ y los drenajes.[24]

1.7.1. NOMBRES Y FUNCIONES DE LAS PARTES DEL SISTEMA [9]

1.7.1.1. GANTRY

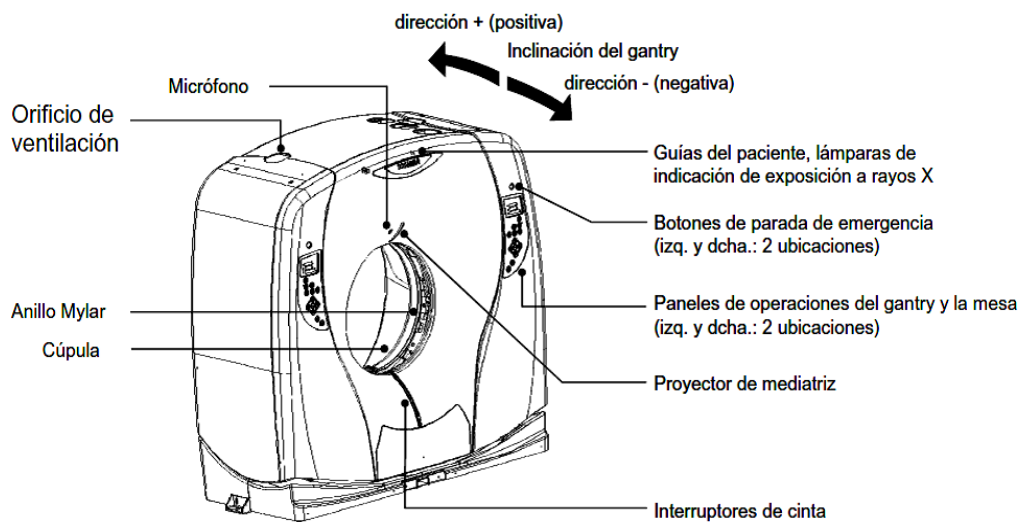


Figura 1.12Gantry[24]

⁹ Tratamientos RF: son aquellos realizados con radiofrecuencia

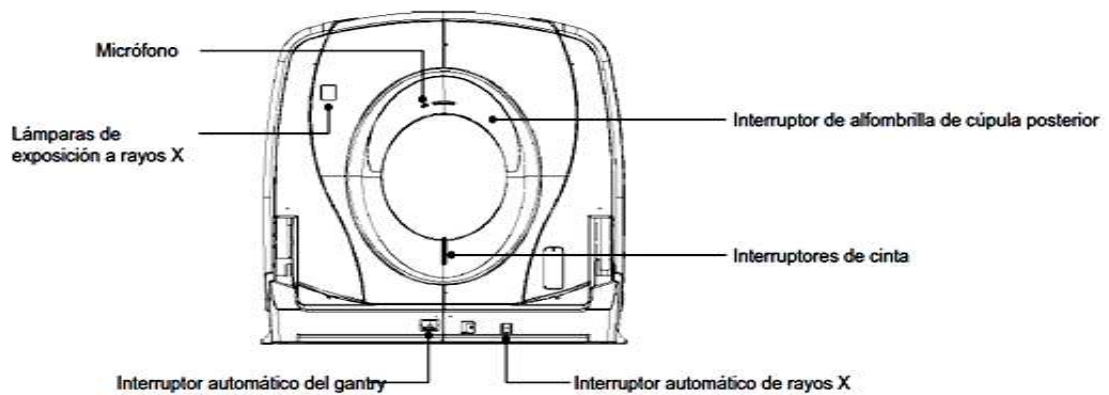


Figura 1.13 Gantry parte frontal [24]

1.7.1.1.1. Panel de operaciones

- (1) Hay paneles de operaciones auxiliares tanto a la izquierda como a la derecha de la parte frontal del gantry.
- (2) Si se utilizan los paneles de operaciones de la izquierda y de la derecha a la vez, el sistema deja de funcionar. Use por lo tanto solo uno para que el sistema funcione.
- (3) Cuando vaya a accionar un interruptor, púselo suavemente hasta que se pare.
- (4) El funcionamiento de los interruptores puede estar deshabilitado (función de interbloqueo) si el sistema alcanza una posición límite de movimiento o si hay probabilidad de interferencia entre el gantry y la mesa del paciente.

a) Cuando se activa la función de interbloqueo, se apagan las lámparas de los interruptores correspondientes y el funcionamiento de los interruptores está deshabilitado aunque se pulsen.

b) Cuando se activa la función de interbloqueo, el valor de visualización correspondiente (altura, ángulo, etc.) parpadea al pulsar el interruptor.[24]

(5) Los nombres de las visualizaciones y los interruptores se muestran en la figura siguiente.[9]

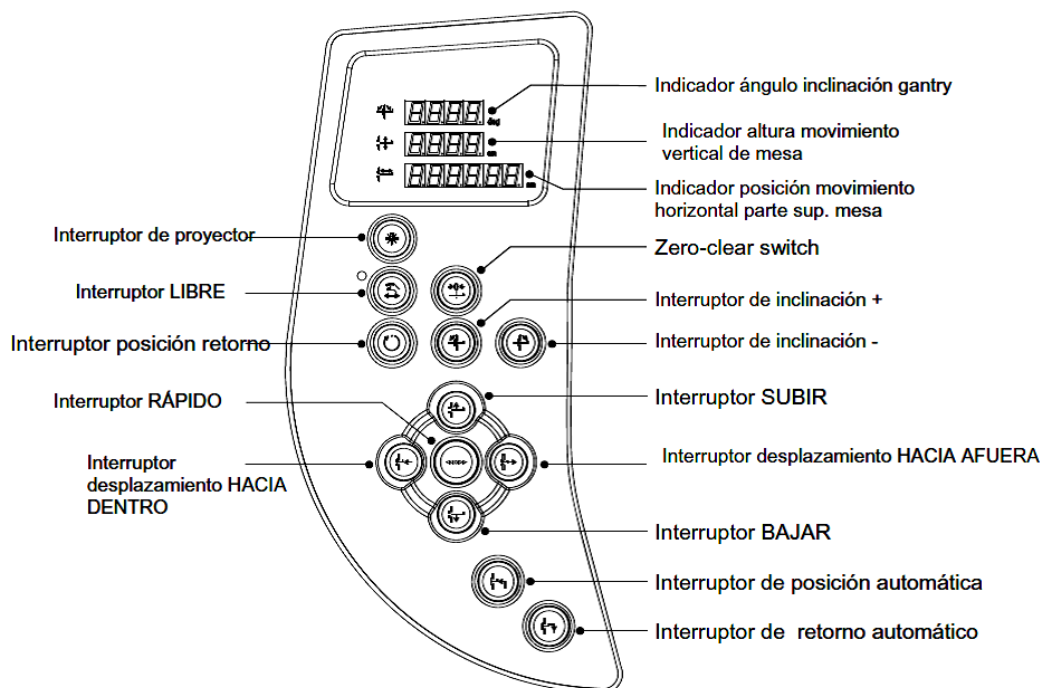


Figura 1.14 Panel de operaciones (lado izquierdo)[24]

1.7.1.1.2. Inclinación del gantry: El gantry se puede inclinar hasta 30° hacia delante o hacia atrás desde la posición vertical.

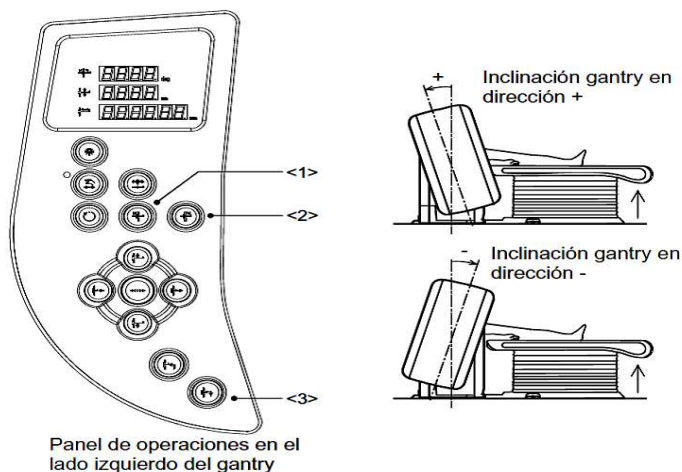


Figura 1.15Inclinación del gantry[24]

(1) Inclinación del gantry con el panel de operaciones

- Inclinación del gantry en dirección positiva <1>. Al pulsar el interruptor de "inclinación +", el gantry se inclina en la dirección + (la parte inferior del gantry se mueve hacia la mesa del paciente). El gantry se inclina hasta 30° hacia atrás desde la posición vertical.
- Inclinación del gantry en dirección negativa <2>. Al pulsar el interruptor de "inclinación -", el gantry se inclina en la dirección - (la parte superior del gantry se mueve hacia la mesa del paciente).

gantry se desplaza hacia la mesa del paciente). El gantry se inclina hasta 30° hacia delante desde la posición vertical.

- Colocación del gantry inclinado y de la mesa del paciente en las posiciones de retorno <3>. Cuando se pulsa el interruptor de retorno automático, el gantry y la mesa del paciente se desplazan a las posiciones iniciales (para el gantry, el ángulo de inclinación es 0°).
- Mecanismo de interbloqueo. Es posible deshabilitar la inclinación del gantry con el interruptor para evitar que se produzcan interferencias entre el gantry y la mesa del paciente (función de interbloqueo).

1.7.1.1.3. Proyector Los proyectores están montados en un lugar de la superficie frontal del gantry (proyector de mediatriz) y en dos lugares en la sección del anillo Mylar (proyectores internos). Los rayos láser se emiten desde estos proyectores.[24]

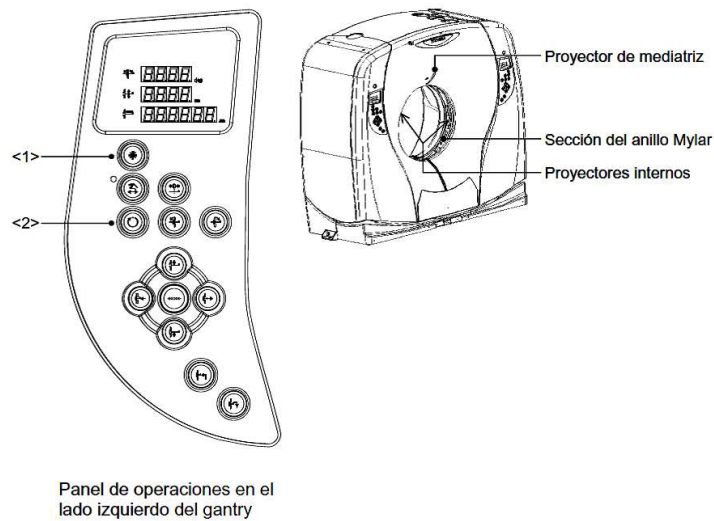


Figura 1.16Proyector[24]

✓ Utilización del proyector

- Encendido del proyector <1>. El proyector se enciende al pulsar el interruptor del proyector. Si se pulsa una segunda vez, se apaga.
- Función de apagado automático. El proyector se apaga automáticamente después de dos minutos.
- Función de encendido automático. Cuando la parte superior de la mesa se mueve hacia la cúpula del gantry, las lámparas del proyector se encienden automáticamente.
- Interruptor de posición de retorno <2>. Cuando se pulsa el interruptor de posición de retorno, la sección de rotación del gantry (área que contiene el tubo de rayos X, etc.) vuelve a la posición de retorno (posición de parada de rotación estándar). Como

la sección de rotación del gantry no se detiene en la posición de parada de rotación estándar (posición de retorno) después de realizarse la escanoscopia, la posición del proyector no es correcta. Este interruptor se debe usar para colocar la sección de rotación del gantry en la posición de retorno cuando se utilice el proyector después de una escanoscopia.[24]

1.7.1.1.3. Lámpara de indicación de exposición a rayos X y de encendido

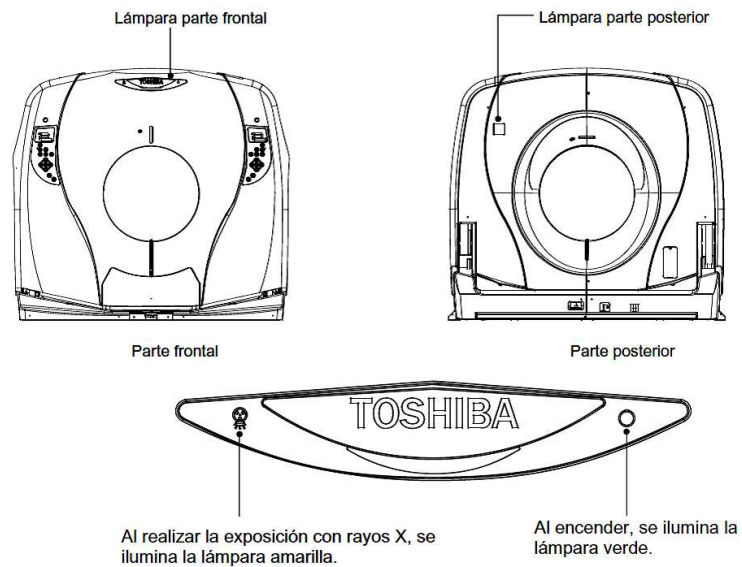


Figura 1.17 Lámpara de indicación de exposición a rayos X y de encendido[24]

La lámpara de indicación de exposición a rayos X informa de si el sistema está generando rayos X. Cuando el sistema está encendido, la lámpara verde de la derecha se enciende.

Las dos lámparas se encuentran en la parte superior de la parte frontal y en la parte superior izquierda de la parte posterior del gantry.[24]

1.7.1.1.4. Guías de paciente

La lámpara amarilla se enciende durante la inclinación del gantry, el movimiento horizontal de la mesa y el movimiento vertical de la mesa. La guía de paciente se encuentra en la parte superior de la parte frontal del gantry.[24]

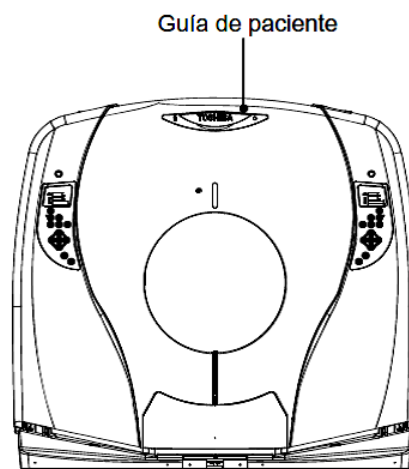


Figura 1.18 Guía del paciente[24]

1.7.1.2.MESA DEL PACIENTE

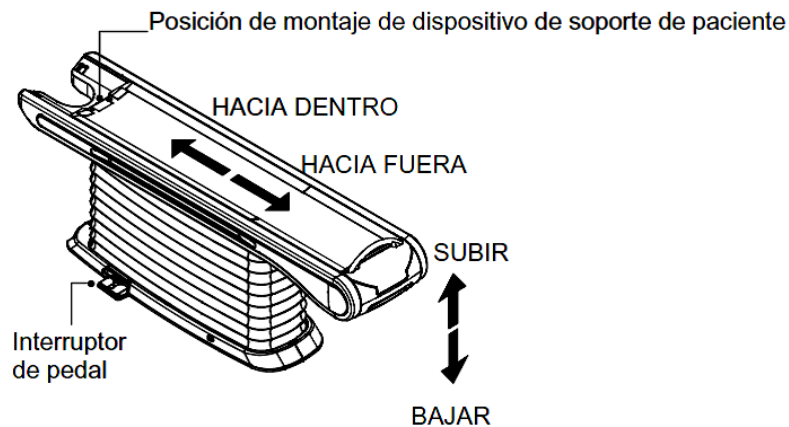


Figura 1.19Mesa del paciente[24]

1.7.1.2.3. Movimiento vertical de la mesa

La altura de la parte superior de la mesa (A: distancia entre el suelo y la superficie superior de la parte superior de la mesa) se puede ajustar dentro del intervalo de aproximadamente 300 mm y 950 mm.

Cuando la mesa del paciente alcanza la posición de parada automática o AUTO STOP (aproximadamente 41 cm entre la superficie superior de la parte superior de la mesa y el suelo) durante el movimiento hacia abajo de la mesa, el movimiento se detiene automáticamente. Para reanudar el movimiento hacia abajo, pulse de nuevo el botón correspondiente.

El movimiento vertical de la mesa (SUBIR/BAJAR) se realiza con el panel de operaciones del gantry, la ventana interactiva de la consola o el interruptor de pedal.[24]

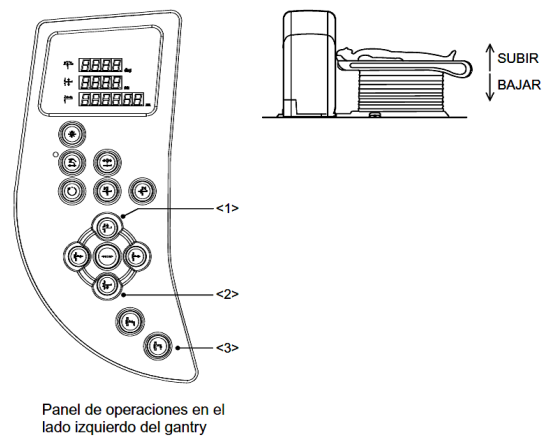


Figura 1.20 Movimiento vertical de la mesa[24]

✓ **Movimiento vertical de la mesa con el panel de operaciones.**

- Bajada de la mesa del paciente <2>. Al pulsar el interruptor BAJAR mesa, se baja la mesa del paciente.
- Subida de la mesa del paciente <1>. Al pulsar el interruptor SUBIR mesa, se sube la mesa del paciente.
- Colocación del gantry y la mesa del paciente en las posiciones de retorno <3>. Cuando se pulsa el interruptor de retorno automático, el gantry y la

mesa del paciente vuelven a las posiciones de retorno (en el caso del movimiento vertical de la mesa, la mesa del paciente se desplaza a la posición de parada automática o AUTO STOP).

- Mecanismo de interbloqueo. Tenga en cuenta que el movimiento vertical de la mesa se puede bloquear según la altura de la mesa, el ángulo de inclinación del gantry o la posición del movimiento horizontal de la mesa para impedir una interferencia entre el gantry y la mesa del paciente (función de interbloqueo). En este caso, el valor que indica la altura actual de la mesa parpadea.[24]

1.7.1.2.4. Movimiento horizontal de la parte superior de la mesa

Utilice el panel de operaciones del gantry o la pantalla interactiva de la consola para realizar los movimientos horizontales de la parte superior de la mesa (HACIA DENTRO/HACIA FUERA).

* Movimiento de la parte superior de la mesa desde el extremo posterior de la mesa del paciente hacia el gantry.

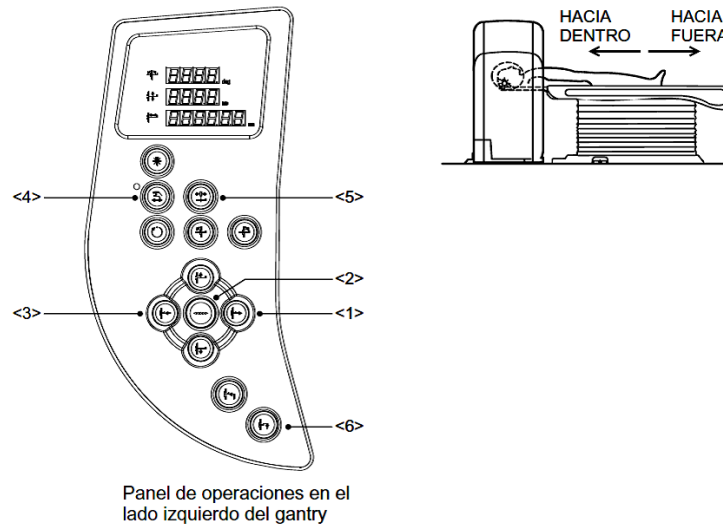


Figura 1.21 Movimientos horizontales de la parte superior de la mesa (HACIA DENTRO/HACIA FUERA)[24]

- ✓ **Movimiento horizontal de la parte superior de la mesa con el panel de operaciones**
 - Movimiento HACIA DENTRO de la parte superior de la mesa <3>. Al pulsar el interruptor de desplazamiento HACIA DENTRO, la parte superior de la mesa se mueve HACIA DENTRO.
 - Movimiento HACIA DENTRO de la parte superior de la mesa a elevada velocidad <3>, <2>. Al pulsar a la vez el interruptor de desplazamiento HACIA DENTRO y el interruptor RÁPIDO, la parte superior de la mesa se mueve HACIA DENTRO a elevada velocidad.

- Movimiento HACIA FUERA de la parte superior de la mesa <1>. Al pulsar el interruptor de desplazamiento HACIA FUERA, la parte superior de la mesa se mueve HACIA FUERA.

- Movimiento HACIA FUERA de la parte superior de la mesa a elevada velocidad <1>, <2>. Al pulsar a la vez el interruptor de desplazamiento HACIA FUERA y el interruptor RÁPIDO, la parte superior de la mesa se mueve HACIA FUERA a elevada velocidad.[24]

CAPÍTULO 2

2. DESCRIPCIÓN DE LOS PARÁMETROS DE CONTROL DE CALIDAD DE UN EQUIPO DE TC

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 detrimento¹⁰ de la imagen diagnóstica.

Para ello se debe implementar un protocolo de control 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 Mundiales.

¹⁰ Detrimento en la imagen: daño, deterioro, de la imagen resultante de un proceso.

2.1.PROTECCIÓN RADIOLOGICA

La protección radiológica es una actividad multidisciplinar de carácter científico y técnico que tiene como objetivo la protección de las personas y del medio ambiente contra los efectos perjudiciales que pueden resultar de la exposición a las radiaciones ionizantes.

Visto que la exposición a la radiación puede resultar perjudicial para el ser humano, es lógico establecer unas normas de protección con objeto de minimizar la ocurrencia de efectos adversos para la salud; en el desarrollo de dichas normas están implicadas un conjunto de organizaciones internacionales:

- **La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP)**, autoridad científica independiente que, desde 1928, reúne a médicos, biólogos y físicos de todo el mundo y que tiene asignada la misión de establecer las bases científicas y la doctrina y principios en que se sustenta la protección radiológica.
- **El Comité Científico de Naciones Unidas sobre los Efectos de las Radiación Atómicas (UNSCEAR)**, creada en 1955 en el seno de la ONU con el fin de reunir la mayor cantidad de datos sobre los niveles de exposición procedentes de las diversas fuentes de radiaciones ionizantes y sus consecuencias biológicas, sanitarias y medioambientales. Reúne a científicos procedentes de 21 países.

- **El Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA)**, que forma parte de la ONU y que, sobre la base de las recomendaciones elaboradas por la ICRP, desarrolla normas internacionales de protección radiológica que sirven de base a las normas nacionales de sus Estados Miembros.
- **Subsecretaría de Control, Investigación y Aplicaciones Nucleares (SCIAN)**, como ente regulador ecuatoriano y aplicando las recomendaciones del ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÓMICA en esta área.

LÍMITES DE DOSIS ANUALES

DOSIS EFECTIVA	Personas profesionalmente expuestas	Trabajadores	100 mSv/5 años oficiales consecutivos (máximo: 50 mSv/cualquier año oficial)
		Aprendices y estudiantes (entre 16 y 18 años)	6 mSv/año oficial
	Personas profesionalmente no expuestas	Público, aprendices y estudiantes (menores de 16 años)	1 mSv/año oficial
DOSIS EQUIVALENTE	Personas profesionalmente expuestas	Trabajadores	
		Cristalino	150 mSv/año oficial
		Piel	500 mSv/año oficial
		Manos, antebrazos, pies y tobillos	500 mSv/año oficial
		Aprendices y estudiantes (entre 16 y 18 años)	
		Cristalino	50 mSv/año oficial

		Piel	150 mSv/año oficial
		Manos, antebrazos, pies y tobillos	150 mSv/año oficial
	Personas profesionalmente no expuestas	Público, aprendices y estudiantes (menores de 16 años)	
		Cristalino	15 mSv/año oficial
		Piel	50 mSv/año oficial
CASOS ESPECIALES	Embarazadas (feto)	Debe ser improbable superar	1 mSv/embarazo
	Lactantes	No debe haber riesgo de contaminación radiactiva corporal	
EXPOSICIONES ESPECIALMENTE AUTORIZADAS	Sólo trabajadores profesionalmente expuestos de categoría A: en casos excepcionales las autoridades competentes pueden autorizar exposiciones individuales superiores a los límites establecidos, siempre que sea con limitación de tiempo y en zonas delimitadas.		

Tabla 2.1 Límites anuales de dosis[27]

2.1.1. NORMAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Las normas de protección radiológica se sustentan en los siguientes principios:

- **Justificación:** Toda actividad que implique el uso de radiaciones ionizantes estará debidamente justificada en base al beneficio que la misma produzca tanto para los individuos expuestos a dichas radiaciones como para la sociedad en general.

- **Optimización:** Las dosis de radiación y el número de personas expuestas a ellas se mantendrán en los niveles más bajos razonablemente posibles teniendo en cuenta los factores económicos y sociales aplicables.
- **Limitación:** Las dosis de radiación estarán en cualquier caso por debajo de los límites de dosis legalmente establecidos.

Hoy, los procedimientos de TC contribuyen hasta en un 40% a la dosis colectiva del radiodiagnóstico en todos los países desarrollados. Por tanto, se requieren medidas especiales de protección [27]

2.2. PARÁMETROS GEOMÉTRICOS

2.2.1. ALINEACIÓN LUZ DE CAMPO – HAZ DE RADIACIÓN

La falta de alineamiento mecánico ocasiona una degradación de la resolución espacial. El objetivo de este parámetro es comprobar que la línea de proyección de la luz (interna) coincide con el eje central del campo de radiación, para todos los espesores de corte disponibles [9]. Además comprobar que la distancia entre los centradores luminosos externo e interno del TC es correcta y para verificar que los centradores luminosos internos del TC definen el plano de corte que será adquirido y se utilizan también si no hay láseres

externos para alinear a los pacientes. Se trata de comprobar que el plano que definen los centradores luminosos internos coincide con el corte adquirido [25].

2.2.2. DESPLAZAMIENTO DE LA CAMILLA

El objetivo es Verificar que el desplazamiento que muestra el indicador del gantry se corresponde con la distancia recorrida [2]. Esta prueba se hace con un peso equivalente al paciente (70 kg) sobre la camilla. Deberá comprobarse que el movimiento de la camilla, para un desplazamiento nominal de 30 cm como mínimo, no se diferencia de este valor en más de la tolerancia establecida. A continuación, un desplazamiento inverso de la misma magnitud deberá devolver la camilla a la posición original, también sin separarse de ella en más de lo especificado por dicha tolerancia. [20]

2.2.3. ESPESOR EFECTIVO DE CORTE

Existen dos grosores de corte:

- Nominal: Es el espesor de corte seleccionado para realizar el estudio, que se indica en la consola del operador. En los equipos multicorte el espesor nominal de las imágenes mostradas puede escogerse prospectiva o retrospectivamente después de efectuada la adquisición de los datos de rayos.

- Efectivo: Grosor efectivo de una sección tomográfica medida por la anchura a la mitad de la altura (FWHM)¹¹ del perfil de sensibilidad en el centro del campo de exploración. En TC helicoidal el espesor efectivo de corte es sistemáticamente mayor que la colimación usada. La colimación estrecha permite la obtención de imágenes de alta calidad en el post procesado de éstas (MPR¹² o VR¹³) a expensas de un aumento en la irradiación a la cual sometemos al paciente. Asimismo la reducción del grosor de corte supone un aumento de la resolución espacial entendida como la exactitud en la medida de la variación espacial de los coeficientes de atenuación.

La reducción del grosor de corte supone de forma implícita una reducción del efecto de volumen parcial.

El objetivo de este parámetro es comprobar que no haya distorsión geométrica en la imagen reconstruida.

En bastantes casos el propio equipo dispone de métodos automáticos de evaluación. También es posible utilizar un maniquí con una escala adecuada utilizando la metodología especificada por el fabricante del maniquí.[21]

¹¹El FWHM (Full Width at HalfMaximum) es la anchura a media altura que presenta un determinado pico de emisión

¹² MPR: reconstrucciones multiplanares

¹³ Imagen VR (volume-rendered): Ayudan a una mejor comprensión de una compleja anatomía (estructuras pequeñas, multiespaciales, reducido espacio).

2.2.4. AVANCE DE CAMILLA ENTRE CORTES

Debido a la maniobrabilidad automática del paciente obtenida con las guías de los aparatos de TC, es esencial poder asegurar con precisión la posición de la camilla.

Determinar el avance de la camilla en función de los espesores de corte, es decir verificar que el desplazamiento que muestra el indicador del gantry se corresponde con la distancia recorrida. [20]

2.2.5. EXACTITUD DE LA SELECCIÓN DE LA POSICIÓN DEL CORTE SOBRE EL TOPOGRAMA

En la práctica habitual, la posición de un corte axial o el inicio de una serie de cortes o de un barrido helicoidal se seleccionan a partir de un topograma (o “scout view”). Mediante esta prueba se pretende comprobar si la selección basada en dicho procedimiento produce correctamente el inicio del barrido en la posición deseada. Para ello se toma un topograma del maniquí (de calibración y control del equipo) y sobre su imagen se programa un corte axial sobre una estructura reconocible en el maniquí. La imagen del corte resultante deberá contener la estructura en cuestión con un error menor que la tolerancia correspondiente [22], [25].

2.2.6. EXACTITUD DEL ÁNGULO DE INCLINACIÓN DEL ESTATIVO

La exactitud del indicador del ángulo de inclinación del estativo se puede verificar haciendo tres cortes sobre una película radiográfica vertical, uno a 0° , otro a la máxima inclinación positiva y un tercero a la máxima inclinación negativa., habiendo previamente en cada uno de ellos marcado la línea definida por el indicador luminoso lateral[25].

2.3.PARÁMETROS QUE DETERMINAN LA CALIDAD DE LA 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:

2.3.1. VALORES DE LOS NUMEROS DE TC

Su objetivo es conocer el valor medio del número TC en la región central de un corte efectuado a un maniquí de agua.

Los números de TC son los valores de los coeficientes de atenuación lineal (μ) de los rayos X en un área explorada, se calcula en relación al agua $\mu(H_2O) = 0,19\text{cm}^{-1}$ y se expresa en unidades de Hounsfield.[15]

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

Donde el *factor de escala TC* es una constante que puede ser 1000, 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 2.2.) 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 [15].

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

Tabla 2.2Número TC para diferentes materiales [14]

2.3.2. RESOLUCIÓN A ALTO CONTRASTE (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. El grado de borrosidad es una medida de la resolución espacial del sistema y es controlada por diversos factores.



Figura 2.1 Resolución espacial: Una imagen TC con contornos borrosos de un objeto orgánico de contornos definidos.[5]

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 fino¹⁴ 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

¹⁴El espesor del corte en TC, se determina mediante colimadores a la salida del tubo y antes de los detectores. Sin embargo debido al tamaño del foco de rayos x y a la radiación dispersa, el corte nunca es rectangular, sino que su morfología de su perfil (perfil de sensibilidad), es ligeramente trapezoidal. Con una zona de apertura de penumbra por fuera del espesor teórico del corte, que es proporcionalmente mayor en cortes finos.

la resolución espacial, el diseño de los colimadores prepaciente y post paciente reduce el nivel de radiación dispersa e influye en la resolución espacial incrementando el contraste del sistema [25].

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*) [3]; 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*)[18], 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 kernel¹⁵ 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 [18] 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

¹⁵Los filtros los más conocidos son los kernel cuantificados en valores numéricos entre el 90 y el 10 a intervalos de 10. Funcionan de forma sencilla, cuanto más bajo es (tiende a 10) menor es el ruido de la imagen, peor son los márgenes de definición y más lisa es la imagen, cuanto más alto es el valor (tiende a 90) mejor es la resolución espacial y los márgenes de definición pero mayor es el ruido de la imagen. En caso de ser necesaria una reconstrucción volumétrica 3D debemos aplicar filtros bajos 20-30S ya que el ruido de la imagen determina que en caso de realizarlos con filtros elevados 70S o superiores la calidad de la imagen no sea aceptable.

2.3.3. RESOLUCIÓN A BAJO CONTRASTE (RESOLUCIÓN DE CONTRASTE)

Define y mide la capacidad de discriminar entre estructuras con pequeñas diferencias entre sus coeficientes de atenuación [2]. 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; una estructura compuesta de grasa, músculo y hueso (Fig. 2.2.).

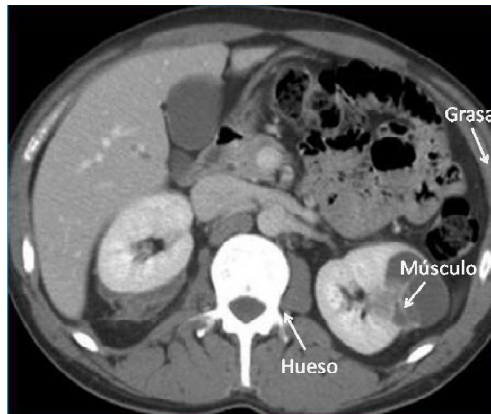


Figura 2.2 Resolución a bajo contraste: En tomografía computarizada la diferencia entre grasa, músculo y hueso son notables, aun siendo los valores de las densidades de la masa y los números atómicos ligeramente similares.[9]

No sólo los números atómicos son ligeramente diferentes ($Z = 6,8; 7,4$ y $13,8$ respectivamente)[4], 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. 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.

2.3.4. 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 la 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 [1], el ruido en el píxel (Np) viene dado por [4]:

$$Np = \sqrt{Ne^2 + Nq^2}$$

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 correctamente, 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 el sistema TC, y se expresa como:

$$Nq \propto \frac{1}{\sqrt{[w^3 h Q]}}$$

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, 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.

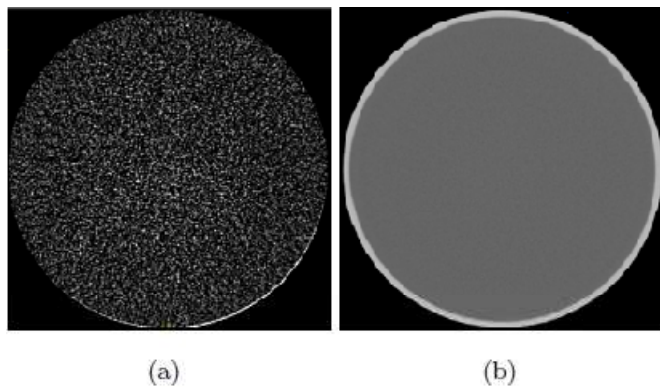


Figura 2.3 Ruido en la imagen:(a) imagen ruidosa se observa granulada, obtenida con un espesor de corte de 0,6mm corriente 200 mA (b) imagen con bajo ruido. [9]

2.3.5. 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.[1], (Tabla 2.3.)

Material o Sustancia	$\mu(cm^{-1})$	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

Tabla 2.3Valores de los coeficientes de atenuación y número TC de diferentes materiales

Esta relación lineal se conoce como la Energía Efectiva del Haz de Rayos X 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 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.

2.3.6. VERIFICACIÓN DE LA AUSENCIA DE ARTEFACTOS EN LA IMAGEN

Las imágenes en TC son más propensas a la presencia 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 [1]:

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 las reconstrucciones helicoidales

Este grupo de artefactos, generalmente es originado por cuatro categorías [20]:

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 [21], generando artefactos de línea o de sombra (Fig.2.4. (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.

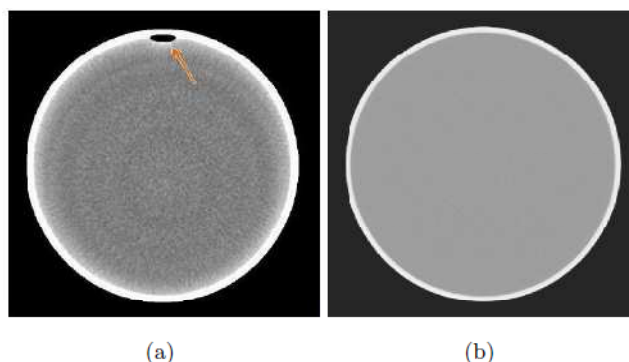


Figura 2.4 Artefactos en la imagen: Dos imágenes TC de un maniquí de agua (a) en el borde superior se observa un artefacto de anillo producido cuando un elemento del conjunto de detectores no registra la señal de atenuación (Department of Radiology Mayo Clinic Jacksonville, USA)(b) imagen sin artefacto, todo el sistema TC está en buen funcionamiento[9]

Algoritmos de reconstrucción.- En la mayoría de los escáner TC los bordes de la imagen reconstruida suele estar extendida o muy propagada (Fig.2.5(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.

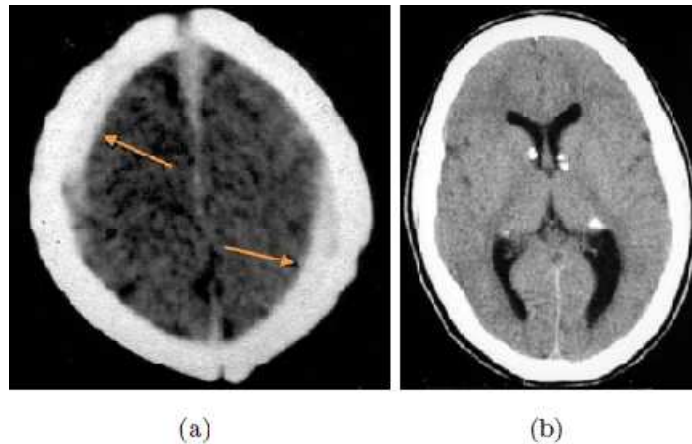


Figura 2.5 Bordes en la imagen: Imagen TC del cráneo (a) se puede observar el incremento en los bordes de la imagen producto de los algoritmos de reconstrucción (ImPACT) [21] (b) se ve mejor definida la estructura y los bordes de la imagen.[9]

Medidas de Atenuación.- Son producidas 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 [1].

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 [16], (Fig. 2.6. (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 adecuados de interpolación para las reconstrucciones de imágenes en 3D.

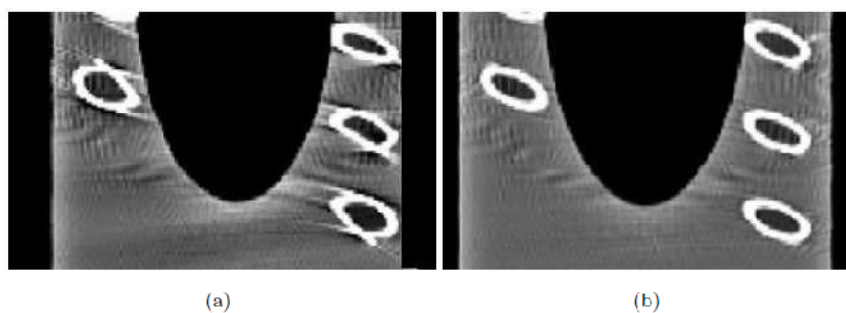


Figura 2.6Artefactos en la imagen: Imagen TC de un maniquí de Tórax (cortesía Siemens) (a) en algoritmos de reconstrucción estándar se puede observar los artefactos de distorsión (b) los efectos mejoran al utilizan algoritmosde reconstrucción especiales en equipos TC helicoidal[9]

2.3.7. UNIFORMIDAD ESPACIAL DEL NUMERO TC

Estimar el valor medio del número TC de las regiones de interés en las periferias del maniquí con respecto a la región de interés central, bajo condiciones clínicas. Esta prueba es de importancia ya que será base para el cálculo de las densidades electrónicas [9].

2.4. PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS

En salas de tomografía computarizada, cuyo procedimiento dosimétrico se presenta en la sección de control de parámetros técnicos, se podrá medir la dosis en la superficie del paciente en la zona central de la región barrida por el equipo en el curso de una exploración típica frecuentemente realizada. Se registrarán los detalles técnicos de kVp, mAs, número TC, espesor de los cortes y distancia entre los mismos. Se recomienda realizar esta medida mediante una batería formada por varios dosímetros de TL¹⁶. Los dosímetros han de unirse de manera que el conjunto detecte radiación en una longitud de un centímetro, aproximadamente, sobre la superficie de la zona del paciente a explorar (de modo similar a las aplicaciones en que se desea obtener la curva de perfil de dosis), alineando dicha batería en la dirección de progresión de los cortes tomográficos y posicionándola en el centro de la longitud a cubrir por los distintos cortes [2].

Puede medirse también el índice de dosis normalizado ponderado (nCTDI_w), empleando un maniquí apropiado, o el índice de dosis en TC en aire, documentando adecuadamente la metodología seguida. Se calculará el índice de dosis ponderado (CTDI_w) para el espesor o espesores utilizados en la exploración, y el producto dosis longitud para una exploración completa[2]

¹⁶ La termoluminiscencia (TL) es una técnica muy empleada en dosimetría que se basa en la propiedad que tienen la mayor parte de los materiales cristalinos de almacenar parte de la energía que absorben al ser expuestos a las radiaciones ionizantes. Posteriormente, al ser calentados emiten dicha energía en forma de luz que puede medirse con un fotomultiplicador. El uso de detectores TL se ha generalizado a todos los campos de la dosimetría externa: personal, ambiental, aplicaciones médicas (radiodiagnóstico y radioterapia), accidente.

Las pruebas de dosimetría se realizan para medir el kerma en aire simulando un paciente al utilizar los maniqués adecuados, esta prueba es de suma importancia, incluso es el resultado que más interesa clínicamente, en esta prueba se puede saber con más certeza cuanta radiación está recibiendo el paciente y si es la adecuada, aquí aplicaremos todos los parámetros utilizados en un examen de rutina común, en el cual se verificara mediante los resultados si el equipo está funcionando correctamente.

2.5.TIEMPO DE EXPOSICIÓN

La exposición está definida en términos de la cantidad de carga de ionización creada en el aire, una medición de la corriente de ionización bajo condiciones apropiadas indicara la tasa de exposición. Para su medición se emplean las cámaras de ionización. Esta medición se complica debido a su definición estructurada en términos de la cantidad de carga de ionización creada en el aire por todos los electrones generados en el volumen en el cual se desea medir. Para lograrlo es necesario medir todas las ionizaciones creadas a lo largo de su trayectoria siguiendo cada uno de estos electrones secundarios sobre su rango entero. Es inapropiado diseñar un instrumento para realizar dichas mediciones directamente, por lo que se usa el principio de compensación, es decir, son exactamente balanceadas todas las cargas de ionización creadas fuera del volumen donde los electrones fueron formados por las cargas creadas dentro de dicho volumen.

Si las paredes de la cámara de ionización son lo suficientemente gruesas comparadas con los rangos de los electrones secundarios, se establece una condición de equilibrio electrónico en el cual el flujo de electrones secundarios que pasan de la superficie interna de las paredes al volumen o cavidad de la cámara de ionización, será independiente del espesor de las paredes. Despreciando la atenuación medida en una cámara de volumen de aire constante será entonces la misma, independientemente del espesor de la pared.

Para una cámara de ionización de aire, la exposición, y , en C/kg esta dada simplemente por la razón de la carga colectada, n (en Coulomb) a la masa, m (en kg) contenida en el volumen activo, aunque el resultado es dado por R , donde $R= 2,58 \times 10^{-4} \text{C/kg}$. [2].

2.6.CALIDAD DEL HAZ

Para la evaluación de la calidad del Haz de rayos X , utilizamos una serie de pruebas que nos permiten saber el funcionamiento del tubo de rayos X en función de parámetros tales como: kVp, mA [5].

2.6.1. EXACTITUD DE LA TENSIÓN

La verificación de la tensión de pico obliga normalmente a mantener fija la posición del tubodurante el disparo. Esto es posible en modo topograma o en algún modo de servicio.

Además se precisa un kilovoltímetro específico con un sensor de características adecuadas para adaptarse a un haz estrecho como el que produce un TC. Las variaciones en la tensión suelen producir cambios apreciables en la calidad de la imagen y en la linealidad del número TC, por lo que esta prueba puede sustituirse por una evaluación indirecta¹⁷[5].

2.6.2. ENERGÍA EFECTIVA DEL HAZ

La energía efectiva del haz se estima como el valor de energía que hace máximo el coeficiente de correlación del ajuste del número TC en función del coeficiente de atenuación. El valor habitual es de unos 70 keV. La comprobación de la energía efectiva es importante si el equipo de TC se emplea para tratamientos de radioterapia o en análisis cuantitativo[25].

¹⁷ Evaluación indirecta la cual se la realizará con la misma metodología pero en lapsos de tiempo mas seguidos puede ser en cada examen realizado

CAPÍTULO 3

3. PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL TOMOGRAFO COMPUTARIZADO TOSHIBA ACTIVION TSX-031A.

Para la realización de este trabajo se revisaron diferentes protocolos y normas de control de calidad de equipos de radiodiagnóstico, tales como: el Protocolo Español sobre los aspectos técnicos del control de calidad en Radiodiagnóstico: SEFM-SEPR. 2002, Código de Práctica – Pruebas de constancia para equipos de rayos X de radiodiagnóstico (Code of Practice – Constancy tests of X-ray equipment in diagnostic radiology), Dosimetría en radiodiagnóstico, un código internacional de práctica (Dosimetry in Diagnostic Radiology and International Code of Practice), IAEA. 2006. En los cuales se indagaron sus mejores cualidades buscando obtener un protocolo completo y apto para ser aplicado. El protocolo servirá para verificar el correcto funcionamiento y la calidad de imagen del sistema TC helicoidal. Se detallará la calificación de la prueba ya sea esencial o complementaria, el procedimiento a realizar, no se especifica qué maniquí se ha de utilizar para cada prueba. Sólo se hacen descripciones generales del material necesario, de manera que se pueda adaptar el que tenga, los valores de tolerancia la cual se debe a la precisión del proceso a realizarse, la periodicidad de cada prueba, es decir con qué frecuencia se realizan las pruebas y el personal requerido.

3.1.PRUEBA DE CONSTANCIA INICIAL

Establece los valores de referencia de los parámetros más significativos. Esta prueba viene siendo la primera revisión del equipo y de sus componentes luego de la prueba de aceptación. También se realiza si alguno de sus componentes o accesorios no son nuevos, o se le realizó algún cambio, o cuando se realizó una prueba de constancia y se observa un desajuste o cambios en el funcionamiento del equipo y deben registrarse nuevas medidas de referencia. Ya que los resultados de esta prueba son tomados como las medidas de referencia.

3.2.PRUEBAS DE CONSTANCIA PERIODICAS

Verifican la constancia en el funcionamiento del equipo. Se realiza partiendo de un valor de referencia obtenida en la prueba de aceptación o de constancia inicial, estas pruebas comprueban que los parámetros de funcionamiento están dentro de tolerancia y los equipos se puedan operar sin interferencias mecánicas o eléctricas, controlando la calidad de la imagen y la exposición de rayos X. Esta prueba permite al operador detectar cambios tanto en la calidad como en la producción de imágenes y de esta manera poder garantizar exámenes favorables al ser usado el equipo en los pacientes. Los valores obtenidos en cada prueba deben ser registrados y usados en las pruebas de constancia posteriores.[19]

3.3.MONITOREO AMBIENTAL

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	Límites anuales de dosis equivalente, Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) 20 mSv. Público 1mSv.	Inicial, por modificación, reparación o mantenimiento del tubo de rayos X	20 minutos	Técnico capacitado, experto

Tabla 3.1 Monitoreo ambiental[9]

Material y Método

Los exámenes de TC deben realizarse bajo la responsabilidad de un radiólogo conforme a la normativa nacional. Debe disponerse de los protocolos de las exploraciones estándar. Una eficaz supervisión podría ayudar a la protección radiológica terminando el examen cuando los requisitos clínicos se hayan satisfecho. Pueden adoptarse criterios de calidad por radiólogos, técnicos y físicos médicos como comprobación del funcionamiento de rutina en el proceso global de formación de la imagen

Realizando mediciones de exposición en el área controlada podemos garantizar y verificar que el equipo no esté impartiendo radiación dispersa, ni produciendo radiación de fuga, que afectaría no solo al personal que allí labora sino también al paciente. La radiación de fuga indica que el tubo de rayos X no está colimando el haz en la región de interés, sino que al realizar exposiciones se dispersa la radiación, ocasionando que al paciente no se le esté dando la dosis necesaria para la obtención de un buen diagnóstico, en el caso de colocar los valores de exposición adecuados, ya que una gran parte de ella está siendo dispersada, exponiendo al paciente con más dosis de la necesaria, para obtener una mejor imagen, pero exponiendo al paciente a más radiación de la requerida. Adicionalmente, se está exponiendo al personal y público en general a la radiación dispersa. Con estas pruebas se puede comprobar el estado del tubo de rayos X. Se debe realizar diversas medidas de dosis equivalente ambiental en las zonas adyacentes al recinto de irradiación, tomando en cuenta la posición del tubo, la dirección del haz de rayos X, la posición del paciente y las áreas contiguas que limitan con la zona controlada, utilizando un monitor de radiaciones tal como una cámara de ionización calibrada.[19].



Figura 3.1 Monitoreo Ambiental: (a) Recinto de irradiación, se señalan tres puntos esenciales para medir la dosis equivalente ambiental (b) Un modelo de cámara de ionización colocado en un punto adyacente al recinto de radiación. Imagen tomada en el HPGDR

3.4.PARÁMETROS GEOMÉTRICOS

3.4.1. RADIACIÓN DE FUGA

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Suplementaria	Coefficiente de linealidad < 0,1	Inicial, anual, por modificación	10 minutos	Técnico capacitado, experto

Tabla 3.2Radiación de fuga[9]

- **Material y Método**

Utilizaremos láminas de plomo, Cinta Adhesiva, Películas radiográficas en sobres para exposición directa o chasis cargados. Cámara de ionización de placas paralelas con un área de 100 cm² (volumen de 1800 cc)

Estimar la radiación de fuga de la coraza del tubo de rayos X. Verificar que el colimador cierre completamente, de no ser así, debe cerrarse el espacio que queda abierto con láminas de plomo. Se cubre toda la coraza del tubo con las películas radiográficas, identificándolas con la posición donde se colocó. Se escoge como factor de exposición, el kVp máximo utilizado y una intensidad de carga adecuada (mAs) de

manera de no esforzar el tubo de rayos X. Luego, se efectúa una exposición, se revelan las películas para verificar si hay oscurecimiento en alguna de ellas indicando que existe radiación de fuga. En dirección y a una distancia aproximada de 50 mm del punto o puntos en donde se presenció la fuga se realiza otra exposición midiendo los valores de kerma en aire con ayuda de la cámara de ionización adecuada a una distancia de 1 metro del foco del tubo de rayos X.[5]

3.4.2. ALINEACIÓN LUZ DE CAMPO – HAZ DE RADIACIÓN

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	Puede variar entre ± 1 mm.	Inicial, anual, por modificación	15 minutos	Técnico capacitado, experto

Tabla 3.3 Alineación de luz de campo[22]

- **Material y Método**

Se utilizan cuatro insertos (inserto que contienen una película radiopaca y una esfera de acero de 1.5 mm) colocados en las cavidades externas del maniquí RMI región cabeza (Fig.3.2(a)). Al explorar el maniquí con un espesor de corte de 10 mm, se verifica que la imagen de la esfera de acero (Fig.3.2(b)) estén en el centro del arco que describe la

hélice radiopaca de lo contrario el maniquí está fuera del plano de exploración y para corregir tales errores, se debe nivelar el maniquí. El ángulo entre la posición de la esfera y centro del arco, dividido por 18° , determinará el error de posición del maniquí en mm.

En el caso del Tomografo Toshiba que es multicortese puede determinar utilizando una película de terapia situada en la mesa(Fig.3.2(c)). Se señala marcando con la punta de una aguja la luz del láser interno que generalmente, deben coincidir con el centro de cuatro cortes. Se proyecta el equipo de forma que se centren el primer y el último corte simétricamente.[22],[23]

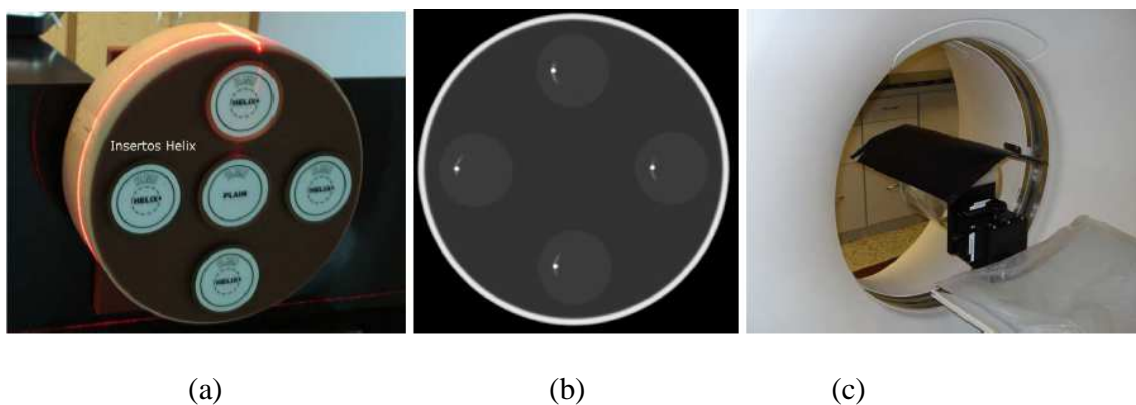


Figura 3.2Alineación de luz de campo: (a) Maniquí RMI región cabeza y los cuatro insertos , colocados en las cavidades interna del maniquí (b) Imagen obtenida al explorar el maniquí y los insertos “HELIX”, se observa las cuatro esferas de acero con idéntica forma lo cual indica que el maniquí está centrado o nivelado con el sistema TC (c) película de terapia situada sobre un maniquí [9]

3.4.3. DESPLAZAMIENTO DE LA CAMILLA

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	Puede variar entre $\pm 2,0$ mm del valor nominal.	Inicial, anual, por modificación	15 minutos	Técnico capacitado, experto

Tabla 3.4 Desplazamiento de camilla[22]

- **Material y Método**

Esta prueba se hace con un bloque 70 Kg de peso que simulará al paciente sobre la camilla. Debemos asegurar que el movimiento de la camilla, para un desplazamiento nominal de 30 cm como mínimo, no se diferencia de la tolerancia establecida. Después, un desplazamiento inverso con la misma medida deberá devolver la camilla a la posición de origen, sin separarse de dicha en más de lo especificado por la tolerancia establecida.

Para el Tomógrafo Toshiba, este parámetro se puede determinar utilizando una placa PMMA rectangular que contenga tres marcas radiopacas, separadas por una distancia tomada como referencia (Fig.3.3.(a)) Se sitúan sobre la camilla, tanto la placa como el peso equivalente al paciente. Se realiza una exploración helicoidal que inicie en la

primera marca y termine en la última. Las marcas se deberán ver claramente en las imágenes primera y última del estudio (Fig. 3.3. (b)).[22],[17]



Figura 3.3Desplazamiento de camilla: (a) Una placa de PMMA y tres esferas de plomo separadas a 10cm de distancia, colocadas sobre la camilla del paciente (b) Imagen TC de las esferas de plomo, se debe verificar que la distancia en la imagen coincida con la distancia real (10cm).[9]

3.4.4. ESPESOR EFECTIVO DE CORTE

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	FWHM dentro de 1 mm del valor nominal (5 mm a 15 mm) y FWHM dentro de 0,5 mm para un valor nominal menor que 5mm.	Inicial, anual, modificaciones	10 minutos	Técnico capacitado, experto

Tabla 3.5Espesor efectivo de corte[22]

- **Material y Método**

Se debe determinar el perfil de sensibilidad del corte, mediante la anchura a media altura (FWHM) del perfil. Se debe obtener una imagen de los insertos (inserto que contiene un alambre de aluminio de 0,5 mm de espesor, orientada a 26,6 grados con respecto al plano de exploración)(Fig.3.4(a)) estos estarán situados en la cavidades superiores e inferiores de un maniquí RMI región cabeza; midiendo sobre la imagen los valores del número TC del fondo, máximo en la rampa y mitad del máximo, respectivamente)(Fig.3.4(b));. Estimar el (FWHM) del perfil, y determinar el espesor de corte mediante la siguiente expresión:

$$sw = dxtan\theta$$

Donde d es distancia medida de FWHM del perfil y $\theta = 26,6^\circ$. El FWHW, permite conocer el espesor de radiación, y con ella la medida directa del funcionamiento de la colimación pre-paciente del haz de rayos X.[22],[1]

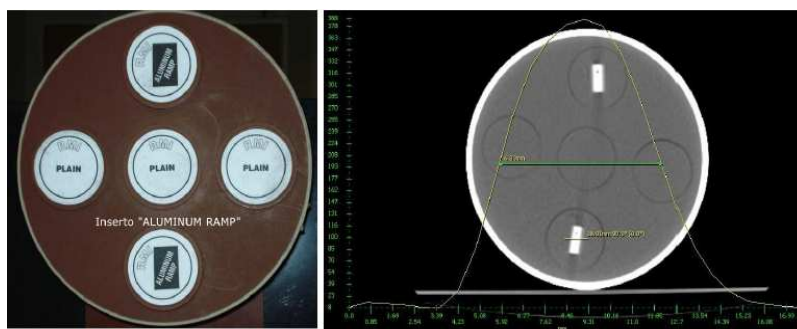


Figura 3.4 Espesor efectivo de corte: (a) Dos insertos “ALUMINUM RAMP”, en la cavidades superiores e inferiores delmaniquí RMI región cabeza (b) Imagen TC del maniquí con los insertos “ALUMINUM RAMP”, y el FWHM del perfil de la sensibilidad de corte (Cortesía General Electric) Tolerancia FWHM. [9]

3.4.5. AVANCE DE CAMILLA ENTRE CORTES

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Suplementario	FWHM dentro de 1 mm del valor nominal (5 mm a 15 mm) y dentro de 0,5 mm para un valor nominal menor que 5 mm.	Inicial, semestral, por modificaciones	10 minutos por cada espesor de corte	Técnico capacitado, experto

Tabla 3.6 Avance de camilla entre cortes[22]

- **Material y Método**

Maniquí con rampa de aluminio o cobre. Se puede hacer también con "escaleras" de plástico que endurecen menos el haz o con placas de exposición directa

Obtener una imagen del maniquí con sus insertos. Desplazar la camilla en un incremento igual al espesor de corte y obtener una nueva imagen con idéntico procedimiento.

Adicionar las dos imágenes y determinar sobre esta el FWHM del conjunto de los dos perfiles y de cada uno de ellos y así conocer el avance real de la camilla entre cortes.[22],[17]

3.4.6. EXACTITUD DE LA SELECCIÓN DE LA POSICIÓN DEL CORTE SOBRE EL TOPOGRAMA

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	$\leq \pm 2$ mm	Inicial, anual, por modificaciones	10 minutos	Técnico capacitado

Tabla 3.7 Exactitud de la selección de la posición del corte sobre el topograma[22]

- **Material y Método**

Comúnmente la posición de un corte axial, el inicio de una serie de cortes o un barrido helicoidal se seleccionan a partir de un topograma (o “scout view”). Mediante esta prueba se pretende comprobar si la selección basada en dicho procedimiento produce correctamente el inicio del barrido en la posición deseada.

Para ello se toma un topograma de un maniquí homogéneo con marcas externas o que tenga estructuras internas pueden ser hilos metálicos y sobre su imagen se programa un corte axial sobre una estructura reconocible en el maniquí.

La imagen del corte resultante deberá contener la estructura en cuestión con un error menor que la tolerancia correspondiente.[22]

3.4.7. EXACTITUD DEL ÁNGULO DE INCLINACIÓN DEL ESTATIVO

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Suplementario	$\leq \pm 1^\circ$. La indicación del gantry y la consola han de coincidir.	Inicial, anual, por modificaciones	10 minutos	Técnico capacitado

Tabla 3.8 Exactitud del ángulo de inclinación del estativo[22]

- **Material y Método**

Se coloca un film en forma vertical entre dos bloques de polietileno, paralelo al plano sagital del TC, y perpendicular al plano de corte. Se hacen tres adquisiciones: 0° , máximo ángulo + y máximo ángulo -. Los tres cortes han de ser visibles en el film y el ángulo + y el - han de coincidir.

La exactitud del indicador del ángulo de inclinación del estativo se puede verificar haciendo tres cortes sobre una película radiográfica vertical, uno a 0° , otro a la máxima inclinación positiva y un tercero a la máxima inclinación negativa., habiendo previamente en cada uno de ellos marcado la línea definida por el indicador luminoso lateral.[22],[16]

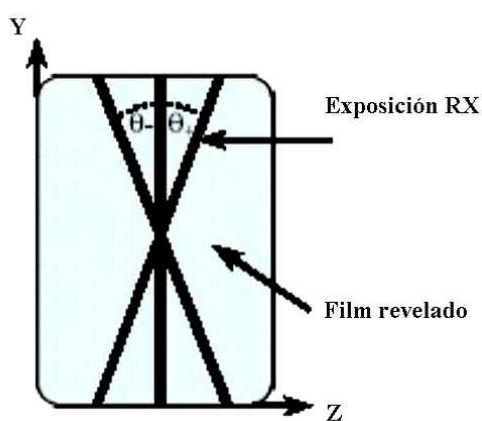


Figura 3.5 Ángulos de inclinación[6]

3.5. PARÁMETROS QUE DETERMINAN LA CALIDAD DE LA IMAGEN

3.5.1. VALORES DE LOS NUMEROS DE TC

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	En la región central de un corte efectuado a un	Inicial, semestral, por	10 minutos	Técnico capacitado

	maniquí de agua deberá ser 0 ± 4 UH (unidades Hounsfield). El valor medio del número TC en la región central de un corte realizado en aire deberá ser -1000 ± 4 UH	modificaciones		
--	--	----------------	--	--

Tabla 3.9Valores de los números de TC[22]

- **Material y Método**

Esta prueba se realiza usando insertos de composición equivalente al agua (Fig. 3.6(a)) colocados en todas las cavidades del maniquí RMI región cabeza, luego de estar centrado y alineados correctamente en el campo de exploración; también se puede utilizar cualquier maniquí cilíndrico uniforme (agua preferiblemente) de diámetro entre 15 cm y 20 cm, y espesor no inferior a 4 cm(Fig. 3.6(b)) . Se mide el valor medio de los números TC, para una Región de Interés (ROI) no menor de 100 píxeles, en la región central de un corte del maniquí. (Fig. 3.6(c))[22],[16]

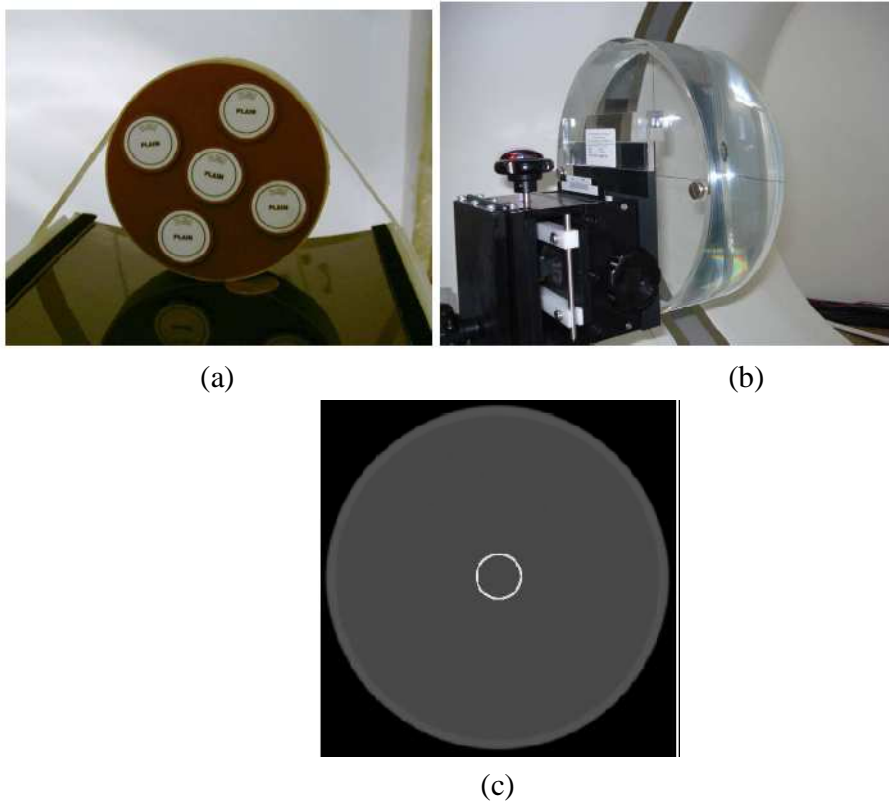


Figura 3.6 Valore de los números de TC: (a) Insertos “PLAIN”, colocados en todas las cavidades del maniquí RMI de agua sólida región cabeza. (b) Maniquí de agua sólida proporcionado por el fabricante del equipo TC helicoidal (c) Imagen TC del maniquí de agua, en el centro de un corte se mide en un (ROI) el número TC.[9]

3.5.2. RESOLUCIÓN A ALTO CONTRASTE (RESOLUCIÓN ESPACIAL)

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	Orificios de 1 mm con objetos de “imagen	Inicial, anual, por modificaciones	15 minutos	Técnico capacitado, experto

escalonas". MTF: 50% = (4.5 ± 0,45) pl/cm ¹⁸ ; 10% = (8,0 ± 0,8) pl/cm; 2% = (10,0 ±1,0) pl/cm			
--	--	--	--

Tabla 3.10Resolución espacial[22]

- **Material y Método**

La resolución espacial puede ser evaluada usando el inserto “HIGH CONTRAST RESOLUTION” (Fig. 3.7(a)), que consiste en varios orificios paralelos con diámetros entre 1,5; 1,25; 1,0; 0,8; 0,6; 0,5; 0,4mm arreglados en 7 filas, con diferentes distancia de separación entre cada una (Fig. 3.7(b)) . Este método es suficientemente para el análisis de una anchura de ventana muy pequeña y se va modificando el nivel de la ventana en valores cercanos al máximo de los objetos de alta atenuación, para que de tal forma podamos observar el espacio entre cada orificio.

Otro método para obtener la información de resolución espacial es utilizando el inserto “EDGE/CONTRAST SCALE” (Fig. 3.7(c)), que permite medir la función de modulación de transferencia (MTF). Este artefacto está fabricado de dos materiales de diferente coeficiente de atenuación, en donde se podría extraerse la información numérica de los números TC de estos materiales en función de la distancia y tratarla con los métodos matemáticos ya implementados, para determinar el MTF, también se

¹⁸El número de pares de líneas por unidad de longitud se denomina frecuencia espacial (lp/cm)

pueden utilizar softwares especiales que muchos equipos TC en la actualidad poseen, para derivar MTF.[22],[17].

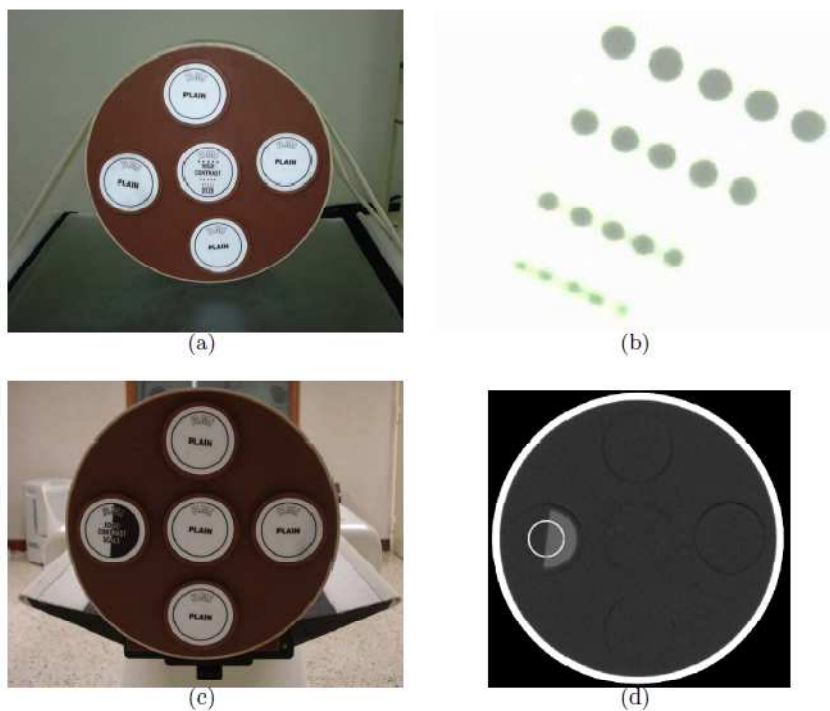


Figura 3.7 Resolución a alto contraste: (a) Inserto “HIGH CONTRAST RESOLUTION”, colocado en la cavidad central del maniquí RMI región cabeza (b) Imagen TC del inserto “HIGH CONTRAST RESOLUTION”, la mejor resolución espacial es poder observar la separación de los orificios hasta la tercera fila (c) Inserto “EDGE/CONTRAST SCALE”, en la cavidad izquierda del maniquí RMI región cabeza (d) Imagen TC del inserto “EDGE/CONTRAST SCALE”, se mide el número TC en las dos regiones y se calcula el MTF.[9]

3.5.3. RESOLUCIÓN A BAJO CONTRASTE (RESOLUCIÓN DE CONTRASTE)

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	Orificios de 5,0 mm para objetos de estudios que poseen diferentes estructuras y un valor \leq 1% para el porcentaje de contraste.	Inicial, anual, por modificaciones	15 minutos	Técnico capacitado, experto

Tabla 3.11 Resolución de contraste[22]

- **Material y Método**

Utilizaremos el inserto de “LOW CONTRAST DETECTABILITY”(Fig. 3.8(a)) que provee de un contraste de 0, 6% y contiene una región con objetos de diferentes diámetros (2; 2,8; 4; 5,6; y 8mm), fabricados con material de distinto coeficiente de atenuación lineal (Fig. 3.8(b)) . Al momento de ser explorado y obtener la imagen se debe visualizar el diámetro mínimo de los diferentes objetos. Este método usado habitualmente para su determinación, presenta una componente subjetiva importante, ya que depende del criterio visual humano.

Otra manera de realizar este parámetro es utilizando los cilindros de resina A y resina B, acoplados en el inserto “LINEARITY”(Fig. 3.8(b)) , colocados en la cavidades del maniquí RMI, se determina el porcentaje de contraste a partir de los valores obtenidos de los números TC de cada material (Fig. 3.8(d)) , expresado de la siguiente forma[22],[17]:

$$\%C = \frac{numTC_{(A)} - numTC_{(B)}}{factor\ de\ escala} \times 100\%$$

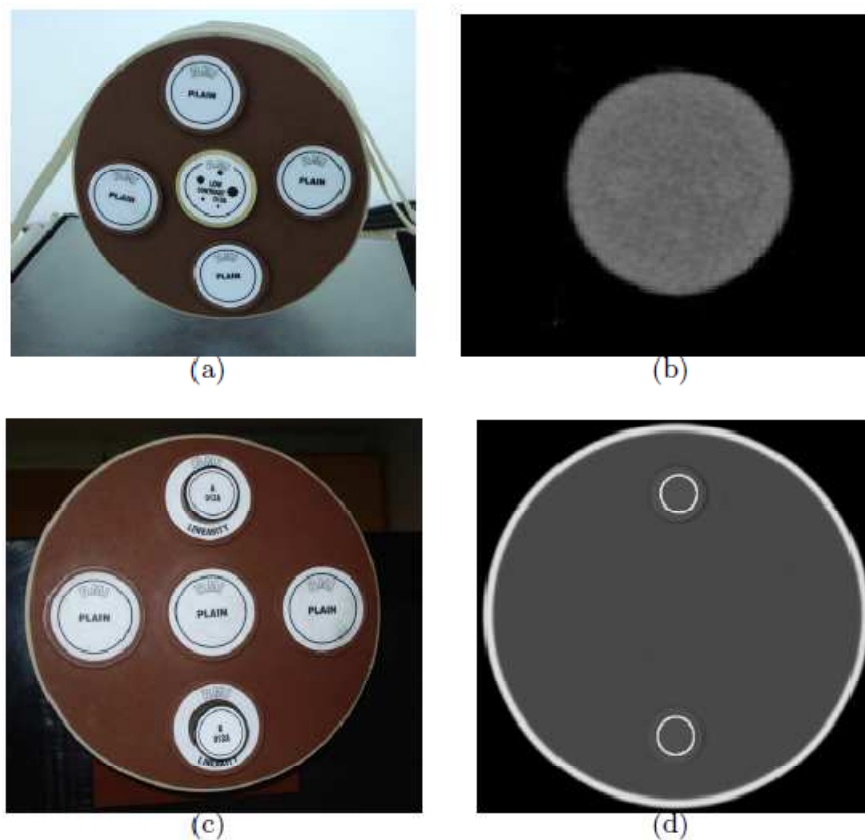


Figura 3.8 Resolución a bajo contraste: (a) Inserto “LOW CONTRAST DETECTABILITY”, colocado en la cavidad central del maniquí RMI región cabeza (b) Imagen TC del inserto “LOW CONTRAST DETECTABILITY”, la mejor resolución de contraste es poder distinguir los diferentes densidades del inserto. (c) Insertos resina A y resina B, colocados en la cavidades superiores e inferiores del maniquí (d) Imagen TC de los insertos resina A y B se mide el número TC dentro de cada resina para calcular el porcentaje de contraste.[9]

3.5.4. RUIDO EN LA IMAGEN

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	Las medidas del ruido en la imagen deben ser expresadas como un porcentaje de la efectividad del coeficiente de atenuación lineal del agua; siempre $\leq 0,5\%$	Inicial, semestral, por modificaciones	10 minutos	Técnico capacitado

Tabla 3.12 Ruido en la imagen[22]

- **Material y Método**

Las pruebas para el ruido en la imagen TC pueden ser realizadas simultáneamente con las pruebas de número TC. Es típicamente medido como la desviación estándar de los píxeles dentro de una Región de Interés (ROI) en la zona central de un maniquí uniforme de agua [22],[15]

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (numTC_{(i)} - numTC_{prom})^2}{N - 1}}$$

También puede ser expresado como:

$$Ruido = \frac{\sigma}{Factor\ de\ escala} \times 100\%$$

3.5.5. LINEALIDAD Y ESCALA DE CONTRASTE

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	Según especificación	En las pruebas de aceptación, mensual, por modificaciones	30 minutos	Técnico capacitado

Tabla 3.13 Linealidad y escala de contraste[22]

- **Material y Método**

Utilizar cilindros de diferentes materiales con coeficiente de atenuación lineal conocido, tales como: teflón, acrílico, polietileno, polipropileno, resina A y resina B; que son introducidos en el inserto “LINEARITY”(Fig. 3.9) , colocados en la cavidad central del maniquí de la RMI, se mide los números TC dentro de cada material, se grafica en función del cociente de los coeficiente de atenuación lineal de cada material entre el

coeficiente de atenuación lineal del agua $\mu/\mu(H_2O)$. La inversa de la pendiente de dicha recta, multiplicada por 100% es la escala de contraste, es decir, la variación del coeficiente de atenuación lineal por unidad de número TC.[22],[15]



Figura 3.9 Cilindros: de distintos materiales y diferentes coeficiente de atenuación lineal que son introducidos en el inserto “LINEARITY”, y colocados en la cavidad central del maniquí RMI.[9]

3.5.6. VERIFICACIÓN DE LA AUSENCIA DE ARTEFACTOS EN LA IMAGEN

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	El espesor no inferior a 4 cm, con objetos metálicos en su interior.	Inicial, anual, por modificaciones	10 minutos	Técnico capacitado

Tabla 3.14 Artefactos en la imagen[22]

- **Material y Método**

La naturaleza y la magnitud de los artefactos de endurecimiento del haz, puede ser investigada utilizando cilindros de 2,6 cm de diámetro, simula el hueso compacto(Fig. 3.10(a)); este es introducido en dos insertos “LINEARITY”, que luego son colocados en las cavidades externas del maniquí RMI ; al obtener la imagen (Fig. 3.10(b)) ésta se analizará para conocer la presencia de artefactos de endurecimiento del haz. Utilizando el inserto “ALIGNMENT” (Fig. 3.10(c)) que contiene un alfiler de aluminio con un diámetro de 6 mm, se puede verificar en la imagen(Fig. 3.10(c)) la existencia de algunos artefactos similares a los causados por el movimiento del paciente, el movimiento del órgano interno o el mal funcionamiento mecánico.[22],[4]

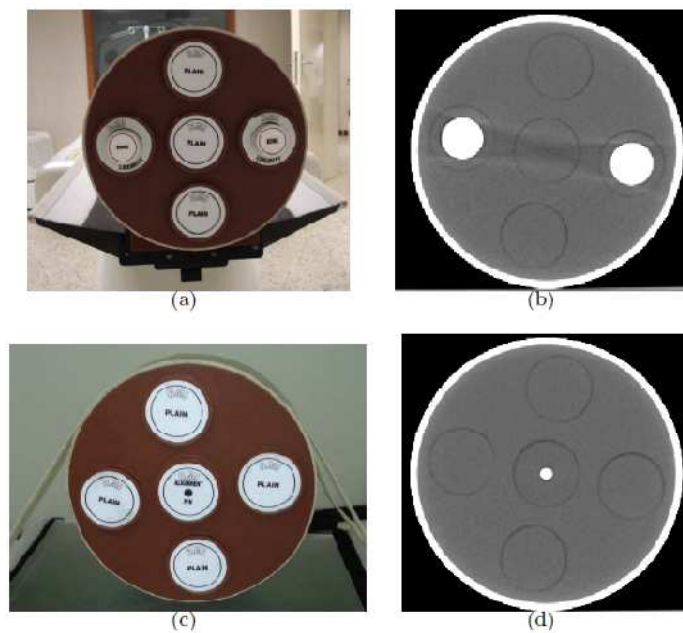


Figura 3.10Artefactos en la imagen: (a) Maniquí RMI región cabeza y los cilindros “COMPACT BONE ROD”, empleados para la para conocer la presencia de artefactos de línea (b) Imagen TC de los cilindros “COMPACT BONE ROD”(c) Inserto “ALIGNMENT”, colocado en la cavidad central del maniquí RMI, para investigar la presencia de artefactos de anillo (d) Imagen TC del inserto “ALIGNMENT”[9]

3.5.7. UNIFORMIDAD ESPACIAL DEL NUMERO TC

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Suplementario	Los números TC en cualquier región de un corte efectuado a un maniquí de agua deben diferenciarse entre sí en menos de ± 5 UH	Inicial, semestral, por modificaciones	10 minutos	Técnico capacitado

Tabla 3.15 Uniformidad espacial del número de TC[22]

- **Material y Método**

Utilizando el maniquí RMI región cabeza, con los insertos “PLAIN”, colocado en todas las cavidades; o en su defecto cualquier maniquí compuesto de agua sólida. Alineados estos con el eje exploración, se realiza un barrido con todo los parámetros típicamente usados (kV, mA...), se toma un promedio de los números TC en varias posiciones de la imagen, seleccionando cuatro ROI's (círculo de aproximadamente de 2 cm de diámetro) en el contorno, a 1 cm del borde, y uno más en el centro de la imagen (Fig. 3.11.), comparamos los valores medios del número TC en dichas zonas. Las diferencias máximas que se observan no deben sobrepasar la tolerancia indicada.[22],[15]

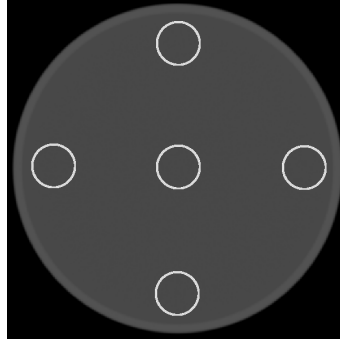


Figura 3.11 Números de TC: Cuatro ROI's en la periferia de un corte del maniquí de agua y uno en el centro para medir los números TC en dichas regiones.[9]

3.6. PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Fundamental	Los valores medidos del índice de dosis en TC (CTDI) en un sólo corte no se deben desviar en más de ± 20 % del valor de referencia	Inicial, anual, por modificaciones	20 minutos	Técnico capacitado, experto

Tabla 3.16 Dosimetría[22]

- **Material y Método**

Se medirá la dosis en el centro del maniquí en al menos cuatro posiciones sobre el plano de corte (normalmente se recomiendan los cuatro "cuartos horarios" a 1 cm del borde del maniquí) calculando el índice de dosis en TC normalizado ponderado, $nCTDI_w$.

Se debe utilizar maniquíes cilíndricos de metacrilato de diámetros 16 cm, estos son para simulación de cráneos y 32 cm que son para simular torax y una altura superior a la longitud activa del detector utilizado en las medidas.

También podemos realizar las medidas mediante dosímetros de TL insertados en un contenedor cilíndrico obteniendo así una dosis relativa en equipos como el tomógrafo Toshiba, irradiando la longitud total de la cámara en aire, primero en modo axial con cortes contiguos, y segundo en modo helicoidal con paso de hélice ("pitch"). La razón entre los dos valores da un factor de corrección para convertir CTDI axial en helicoidal. Irradiando la cámara para distintos pasos de hélice se puede calcular la variación de la dosis con este parámetro.[22],[27]

3.6.1. TIEMPO DE EXPOSICIÓN

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Suplementario	Coefficiente de linealidad < 0,1	Inicial, anual, por modificaciones	10 minutos	Técnico capacitado, experto

Tabla 3.17Tiempo de exposición[22]

- **Material y Método**

Este parámetro sirve para verificar los niveles de exposición del personal y público en las áreas adyacentes de la sala de rayos X. Primero, dibujar el croquis dentro y fuera de la sala de rayos X, colocandodetalladamente la distribución dentro de la sala (equipo de rayos X, camilla o mesa para colocar al paciente, consola de control, puertas, ventanas, etc), y que tienesituado en las zonas aledañas de la sala (pasillos, otras salas de radiodiagnóstico, consultorios, sala de espera, recepción, baños, estacionamiento, etc), marcar en elcroquis los lugares donde pueda estar expuesto otros miembros del centro deradiología o público, en estos puntos marcados es en donde se va a medir laexposición.

Seguidamente, se debe colocar el colimador completamente abierto con el tamaño decampo más amplio, usando como factor de exposición el kVp máximo utilizado en los

exámenes de rutina con pacientes y una corriente alta, pero adecuada de manera de no dañar el tubo de rayos X. Con el tubo de rayos X apuntando en dirección de la barrera primaria donde está el receptor de imagen a una distancia de foco/película usada frecuentemente en los exámenes de rutina, medir la exposición con la cámara de ionización colocada a una distancia de 10 - 15 cm detrás de la barrera, con el mismo procedimiento medir ahora detrás de la consola de control a la misma distancia descrita de la ventana de protección situada frente al operador, finalmente tomar la medida la exposición del lado de afuera de la sala donde está ubicado el receptor de imagen (especificarlo en el croquis). Ahora con el tubo de rayos X apuntando hacia la mesa del paciente y a una distancia de foco/película usada frecuentemente en los exámenes de rutina, se mide la exposición en las siguientes áreas, a la misma distancia señalada anteriormente; Detrás de la consola de control, detrás de la puerta (fuera de la sala), en cada una de las áreas adyacentes especificadas en el croquis, puede seguirse por el croquis de la (Fig.3.12) que sirve como ejemplo.[22],[25]

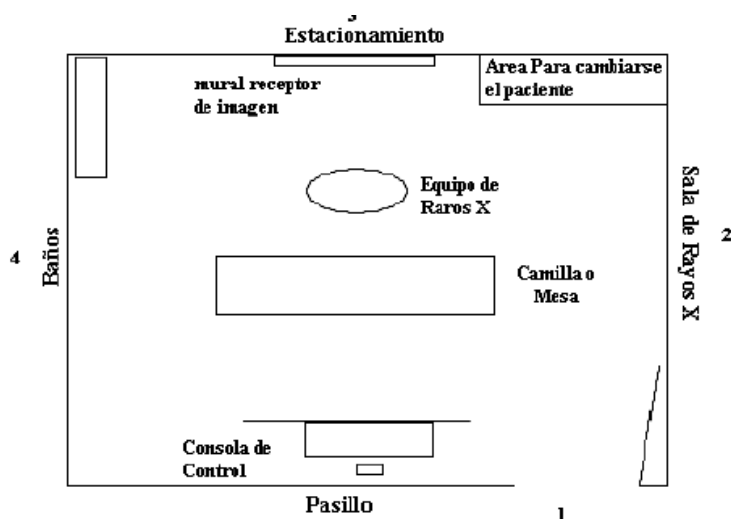


Figura 3.12 Ejemplo de Croquis para Realizar la Prueba de Evaluación Radiológica. En cada uno de los puntos señalados se mediría la exposición.[6]

3.7.CALIDAD DEL HAZ

3.7.1. EXACTITUD DE LA TENSIÓN

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Suplementario	Exactitud < 4 % (entre 80 y 140 kVp), Reproducibilidad < 2 %	Inicial, anual, por modificaciones	20 minutos	Técnico capacitado, experto

Tabla 3.18 Exactitud de la tensión[22]

- **Material y Método**

Colocar fijo la posición del tubo de rayos X, esto solo es posible trabajando desde la consola con el servidor del equipo, colocar el Kilovoltímetro sobre la mesa a una distancia foco/objeto recomendada por el fabricante, esta distancia está entre (25-70) cm, ajustar el colimador en el campo de tamaño más pequeño 2mm, en los tomógrafos computarizados la zona de medición está centrada en la banda de aproximadamente 3 mm del detector, elegir el espesor de corte más grande. Escoger un kV (80-140) se recomienda escoger la tensión del tubo usada más frecuentemente, está entre 120 kV y 130 kV, variar la intensidad de corriente por lo menos 5 veces que cubra los valores

más usados en la práctica con pacientes, realizar la exposición y medir la tensión del tubo (kV) dada en el instrumento.[22],[27].

3.7.2. EXACTITUD DEL VALOR NOMINAL DE LA TENSIÓN DEL TUBO

Calificación	Tolerancias	Periodicidad	Duración aproximada	Personal
Suplementario	La desviación máxima debe ser $< \pm 10\%$. La exactitud no debe variar con los diferentes valores de mAs.	Inicial, anual, por modificaciones	20 minutos	Experto

Tabla 3.19 Exactitud del valor nominal de la tensión del tubo[22]

- **Material y Método**

Utilizaremos un kilovoltímetro con las siguientes condiciones; rango: (50-150) kV, exactitud: ± 1 kV, Reproducibilidad: $\pm 1\%$. Cinta Métrica. Nivel.

Primeramente debemos verificar que el tubo este nivelado con ayuda del nivel de burbuja, colocar el kilovoltímetro sobre la mesa a una distancia foco/objeto (el objeto en este caso es el kilovoltímetro) recomendada por el fabricante, usualmente esta distancia está entre (50-100) cm, ajustar el colimador a un tamaño adecuado de campo

que cubra y centre el eje en el detector. Escoger como factor de exposición un mAs utilizado frecuentemente y variar el kV por lo menos 5 veces con el rango de valores más usados.[22],[25]

CAPÍTULO IV

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1. CONCLUSIONES

- Se diseñó un protocolo de control de calidad para el tomógrafo computarizado Toshiba Activion TSX-031A del área de Imagenología del Hospital Provincial General Docente Riobamba, basado en la normativa UNE 66-901-89 (correspondiente a la norma europea EN 29 001) sobre Sistemas de Calidad (UNE,1989) y El Real Decreto de la Comisión Europea 1976/1999 sobre criterios de calidad en radiodiagnóstico con el fin de explicar en él cada uno los parámetros físicos, los cuales son de suma importancia para que el equipo funcione de una manera eficiente y así se pueda brindar un servicio seguro y de calidad con este equipo.
- En el protocolo elaborado se ha establecido todos los parámetros de control de calidad que necesita el Tomógrafo Computarizado Toshiba como son primeramente las pruebas de constancia inicial, pruebas de constancia periódicas, monitoreo ambiental, los parámetros geométricos entre ellos la alineación de luz de campo, el desplazamiento de camilla, el espesor de corte, el espesor de radiación, el avance de camilla entre cortes, la exactitud de la selección de la posición del corte sobre el

topograma, la exactitud del ángulo de inclinación del estativo, también nombramos a los parámetros que determinan la calidad de la imagen como los valores de los números de TC, resolución de alto y bajo contraste, ruido en la imagen, linealidad, artefactos y uniformidad, también tenemos los parámetros dosimétricos y tiempo de exposición.

- Las pruebas que constan en el protocolo son de suma importancia para el buen funcionamiento del Tomógrafo, es obligatorio que el material y la instrumentación pasen una certificación de calibración, estos deben estar en condiciones buenas para que así la próxima aplicación de este protocolo de buenos resultados informativos del mismo.
- Por medio de este protocolo se orientará y concientizará a los directivos de hospital y al personal ocupacionalmente expuesto sobre la imperiosa necesidad de implementar este protocolo de control de calidad en su equipo de TC, el cual servirá para optimizar la calidad de imagen diagnóstica, reducir la dosis al paciente así como la evidente reducción del desperdicio del material, y sobre todo para la protección de toda la población que trabaja y acude al Hospital.

4.2.RECOMENDACIONES

- Se recomienda implementar a corto plazo el Protocolo de Control de Calidad en el Hospital Provincial General Docente Riobamba con el fin de 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 corrección oportuna de las fallas del sistema y finalmente lo más importante: administrar una dosis al paciente adecuada garantizando la calidad de imagen.
- Se recomienda que al momento de poner en práctica el protocolo informarse en el mismo de cada uno de los parámetros, saber cuál es su objetivo y principalmente seguir al pie de la letra cada uno de los procesos para realizar las pruebas, tomando en cuenta medidas de protección radiológica y haciendo mediciones exactas, de esta manera se obtendrán datos valederos para comprobar su buen funcionamiento.
- Se recomienda la utilización de diferentes fantomas entre ellos los antropomórficos, espirales, de rendimiento, para uso pediátrico y de adulto, intervencionistas, estos se encuentran disponibles para simulaciones de cabeza, cuerpo, tórax. También se recomiendan cámaras de ionización debidamente calibradas y que cuenten con el certificado de calibración, pueden ser de diferentes capacidades de volúmenes.

Estos son de primordial importancia por ello se ha seleccionado material de alta calidad para escoger.

- Se recomienda que el personal que labora en el servicio de Imagenología del el Hospital Provincial General Docente Riobamba reciba capacitación acerca del uso y manejo de las radiaciones ionizantes, los efectos biológicos que se producen cuando hay una mala utilización de las mismas, la protección radiológica necesaria de aplicar en el área de Imagenología y la contratación de expertos para realizar las pruebas permanentes que necesita el Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion TSX- 031A, optimizando así el material y brindando un servicio eficiente.

BIBLIOGRAFÍA

- 1.- ALLES, J. Analytical Considerations of the Effective Attenuation Coefficient of X-ray Tomography. New York-EEUU, Medical Physic, 2007. pp. 37-49.
- 2.- AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). Specification and Acceptance Testing of Computer Tomography Scanners. Washintong-EEUU, AAPM, 1993. pp. 86-114, 120-133. (Report No. 39, American Institute of Physics).
- 3.- ANDREAS, JAHNEN. Image Quality Control in Computed Tomography: a software solution to perform constancy tests, Luxembourg-Alemania, Centre de Recherche Public Henri Tudor, 2005. pp. 10-16.
- 4.- BARRETT, JULIA. Artefacts in CT Recognition and Avoidance: imaging performance assessment of CT scanners. Londres-Inglaterra, ImPACT, 2003 . pp. 67-90.
- 5.- BOONE, JOHN M. Determination of the Presampled MTF in Computed Tomography. California-EEUU, Medical Physic, 2001. pp. 356-360.

- 6.- BORISLAV, MINCHEV. Computer Tomography Computational Theory and Methods. Bergen-Noruega, University of Bergen, 2004. pp. 26-37
- 7.- CARRIZALES, LILA. Protocolo de Control de Calidad para Tomógrafos Convencionales. Caracas-Venezuela, LSCD-UTN, 2003. pp. 233- 302
- 8.- CASANOVA, CESAR. Diagnóstico por Imagen. Madrid-España, McGraw-Hill, 1998. pp. 125-138
- 9.- CASTILLO, YOLANDA. Desarrollo de un Protocolo de Control de Calidad para Tomografía Computarizada Helicoidal. Mérida-Yucatán, Universidad de los Andes, 2008. pp. 48-65.
- 10.- DONNELLYA, EDWIN. Polychromatic Phase-Contrast Computed Tomography. Vol. 34. Toronto-Canadá, Medical Physics, 2007. pp. 316-340.
- 11.- EDYVEAN, S. MDCT on Optimisation and Quality Assurance of CT Scanners. Arizona-EEUU, IMPACT, 2006. pp. 42-65.
- 12.- GONZALEZ, R. C. Digital Image Processing. California-EEUU, Addison Wesley, 2006. pp. 23-45.
- 13.- KEMBER, M. Medical Radiation Detectors Fundamental Applied Aspect. Philadelphia-EEUU, Isnstitut of Physics, 1994. pp. 89-207.

- 14.- KWAN, ALEXANDER. Evaluation of the Spatial Resolution Characteristics of a Cone-Beam Breast CT Scanner. Madrid-España, Medical Physic, 2007. pp. 275-281.
- 15.- LERONES, PEDRO. Estudio Comparativo de la Formación y Calidad de Imagen en los diferentes tipos de Tomografía Computarizada Helicoidal. Madrid-España, MaGIC, 2005. pp. 35-60.
- 16.- MARTÍNEZ, L. Cálculo del Número de TC de un Material a partir de su Densidad y Composición Química: aplicación en radioterapia. Barcelona-España, Puigvert, 2005. pp. 236-241.
- 17.- MILLNER, E. Determination of Effective Energies in CT Calibration. California-EEUU, Medical Physic, 1978. pp. 543-545.
- 18.- NICHOLOFF, EDWARD. A Simple Approach for Modulation Transfer Function Determinations in Computed Tomography. New Jersey-EEUU, Medical Physic, 1985. pp. 329-380.

- 19.- OFFICE FOR OFFICIAL PUBLICATIONS OF THE EUROPEAN COMMUNITIES. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Madrid-España, Frikis, 1999. pp. 5-20. (Reporte EUR 16262),
- 20.- ORGANIZACIÓN PANAMERICANA DE LA SALUD. Garantía de la Calidad de Radiodiagnóstico. Washington-EEUU, OPS, 1984. pp. 20-30
- 21.- PERKINS, TANIA. Multi-Detector Row Computed Tomography. Texas-EEUU, The University of Texas Health Science Center at San Antonio, 2004. pp. 330-367.
- 22.- SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA-SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. Protocolo Español de Control de Calidad en radiodiagnóstico. 3a. ed. Madrid-España, 2002. pp. 80-95.
- 23.- STEWART, C. BUSHONG. Manual de Radiología para Técnicos: Física, Biología y Protección Radiológica. 6ª. ed. Chicago-EEUU, Harcourt, 1998. pp. 240-268
- 24.- TOSHIBA. Manual de utilización del Escáner Toshiba Activión tsx-031a, Tokio-Japón, Toshiba Medical Systems Corporation, 2007. pp. 47-78
- 25.- IMPACT. Pruebas de aceptación en TC.

<http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>

2010/12/15.

26.- INTERNATIONAL ATOMICAL ENERGY AGENCY. Optimización de la
Protección en Tomografía Computarizada (TC).

<http://www.iaea.org/>

2010/12/16

27.- TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA. Fundamentos de TC: TC helicoidal, riesgos
y radioprotección.

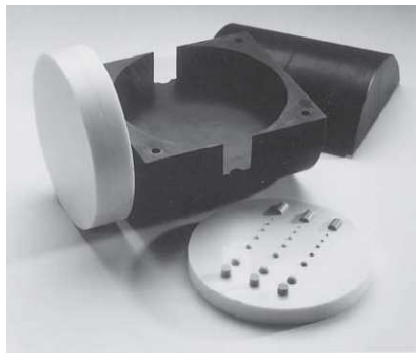
<http://www.tsid.net/index.html>

2010/12/27

ANEXOS

FANTOMAS PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

- ✓ **Espiral / TC helicoidal Fantoma de detectabilidad de lesión. Modelo 76-409.**



Espiral / TC helicoidal Fantoma de detectabilidad de lesión. Modelo 76-409

El fantoma de detectabilidad de lesiones particularmente útil para médicos, tecnólogos, y físicos médicos que diseñan protocolos para la exploración TC abdominal, pélvica, y el cerebro.

Permite a los usuarios poner a prueba diferentes protocolos de exploración para comprobar que pequeñas lesiones de bajo contraste se han detectado. Esta es la única manera de estar seguro de que un escáner TC detecte tumores que están presentes. El uso de este fantoma elimina cualquier duda en cuanto al límite de bajo contraste que sirve para varios protocolos de exploración.

Características

- Diseñado para su uso en todos los TC convencionales y TC espiral (helicoidal)
- Compacto y robusto.
- Cuenta con tres tapones cilíndricos hechos de acero.
- Válido para las energías de rayos X de 80 a 140 kVp.
- Las esferas son 5, 10 y 20 por debajo de HU.
- Maletín de transporte está diseñado para su uso como apoyo de fantoma durante el procedimiento de escaneo.
- De bajo contraste
- Diámetros esfera, 3.2, 4.0, 4.8, 6.3 y 9.5 mm
- Las dimensiones del disco de 18 cm x 4 cm de espesor
Fantoma 20 cm de largo x 18 cm
- Peso 11.9 libras (5.4 kg)

Aplicaciones

El fantoma está diseñado para permitir la prueba completa de la detección de lesiones de bajo contraste cuando diversos parámetros de la imagen computarizada o la reconstrucción son variadas. Estos incluyen: colimación, terreno, terreno de reconstrucción de vista, el algoritmo de reconstrucción, eje z (eje longitudinal del

paciente) interpoladores, kVp, mA, y el tiempo de rotación. Esta detección de lesiones puede aplicarse a los protocolos diseñados para obtener imágenes del hígado, el bazo, el páncreas, los riñones y las glándulas suprarrenales. También se puede utilizar para la detección de masas en el cerebro.

✓ **AAPM TCFantoma de rendimiento. Modelo 76-410-4130**



AAPM TCFantoma de rendimiento. Modelo 76-410-4130

- Cumple con las directrices de la OIEA para la Evaluación del Desempeño y control de calidad de los escáneres TC.
- Un solo sistema de medidas.
- Nueve parámetros de rendimiento.

Aplicaciones

- El fantoma de rendimiento brinda al usuario un único sistema TC con el que se pueden medir nueve parámetros de rendimiento. Esto permite que el fantoma optimice la normalización de rutina de alineación, ancho de haz, uniformidad espacial, linealidad. Por el contrario, la resolución espacial, linealidad, el ruido, la independencia del tamaño, y la dosis absorbida. Todos los componentes del espectro se encuentran en un depósito compacto y transparente que tiene el sistema junto con la orientación correcta.
- El fantoma se compone de un tanque de 8,50 pulgadas de diámetro de acrílico que tiene un ancho para colocar el bloque, resolución espacial y linealidad, un relleno de alto contraste, y un medio para la inserción de los pernos de alineación. Además, una banda de teflón de 0,25 pulgadas de grosor, situada en la base del tanque, simula los huesos humanos. Se adjunta a la base del tanque una sección con cavidades de bajo contraste (1 a 0.125 pulgadas de diámetro), que puede ser llenado con dextrosadiluido o solución apropiada para proporcionar un medio de bajo contraste.

✓ **Kit Fantomas TC de dosis (Pediátrica - Adultos) Cabeza y Cuerpo. Modelo 76-419-4150**



Kit Fantomas TC de dosis (Pediátrica - Adultos) Cabeza y Cuerpo. Modelo 76-419-4150

Estos fantomas se pueden utilizar con cualquier tomografía computarizada (TC) cuyo propósito es la imagen pediátrica y de adultos de la cabeza y el cuerpo. Se puede separar la información de dosis para cada uno. Al realizar las mediciones de dosis, los fantomas de dosis permite que el usuario recoja información para el máximo y mínimo valor de dosis media de espesor nominal de la sección tomográfica.

Este kit fantoma esencial consiste de tres partes: un fantoma cuerpo adulto, un fantoma cabeza de adulto, un fantoma de cabeza pediátrico.

(Todos están hechos de acrílico sólido de 15 cm de espesor, con diámetros de 32, 16 y 10 cm, respectivamente.)

El diámetro interior de los agujeros es de 1,31 cm. Cada parte incluye barras de acrílico para tapar todos los agujeros en el fantoma. Una funda de almacenamiento resistente y funda de transporte que mantiene los tres fantomas disponibles como opción incluyen ruedas y manejar un tirón.

Especificaciones

Peso

- **Fantoma cuerpo** 32 lb (14.5 kg)
- **Fantoma cabeza** 8 lb (3.6 kg)
- **Fantoma de cabeza pediátrica** 2.85 lb (1.3 kg)

✓ **Mini Fantoma TC. Modelo 76-430**



Mini Fantoma TC. Modelo 76-430

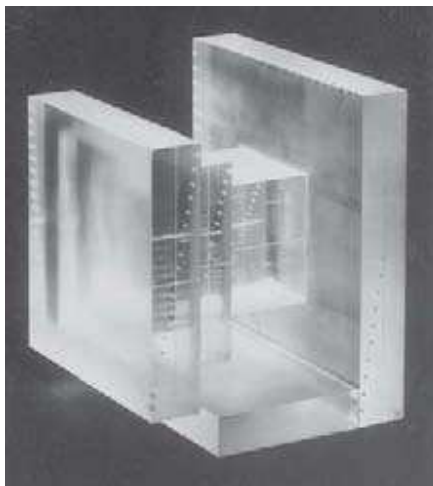
Esta gran versatilidad de fantoma está diseñada para la vigilancia rutinaria de todos los principales parámetros de tomografía computarizada (TC) calidad de la imagen y la dosis.

de radiación. Su diseño único y compacto permite sin precedentes portabilidad, fácil de configurar y determinaciones confiables de parámetros. Es perfecto para su uso por los físicos, técnicos y de servicio ingenieros.

Aplicaciones

La sección del disco se compone de un 1 pulgada de grosor con un diámetro de 6 pulgadas. Los seis agujeros grandes son para la colocación de insertos para la evaluación de la coherencia número TC y evaluación de la resolución de la imagen. Los cuatro agujeros pequeños para la inserción de una cámara de iones en diferentes lugares del fantoma. Los Insertos Lucite se proporcionan para llenar las cuatro pequeñas agujeros, cuando sea necesario. La sección del disco se une a una barra de acrílico rectangular que contiene un alambre de cobre fino integrado a lo largo de un surco central. Esta sección del fantoma se utiliza para evaluar la alineación de rayo láser y la precisión de grosor de corte, espaciamiento, la contigüidad de sector. Esto se logra mediante la exposición de una película sin pantalla (como película negra) colocada debajo del fantoma.

✓ **Fantoma TC espiral. Modelo 76-432**



Fantoma TC espiral. Modelo 76-432

Proporciona una precisión de imagen de la tomografía computarizada (TC), no solo garantiza la ubicación del objeto su tamaño y forma, sino también mejora el diagnóstico de precisión. El índice y parámetros de rendimiento de la TC escáneres no puede ser confirmados sin objetos de características conocidas. El Fantoma TC Espiral proporciona detalles específicos necesarios para confirmar la integridad del paciente durante su exploración. Además el fantoma permite al usuario evaluar visualmente todos los resultados de las pruebas en las pantallas de su imagen.

Aplicaciones

El fantoma se compone de cinco placas Lucite de diferentes tamaños, todos colocados en un plano de base rectangular. Los patrones específicos del agujero se perforan a cada lado de

estas placas. Cuando la proyección de imagen, los agujeros en el campo de rayos X aparecen en las imágenes del fantoma

Por la aparición del agujero, los parámetros de índice y rendimiento se pueden confirmar cualitativa y cuantitativamente.

✓ **Fantoma Intervencionista Triple-Modalidad 3D abdominal. Modelo 84-357**



Fantoma Intervencionista Triple-Modalidad 3D abdominal. Modelo 84-357

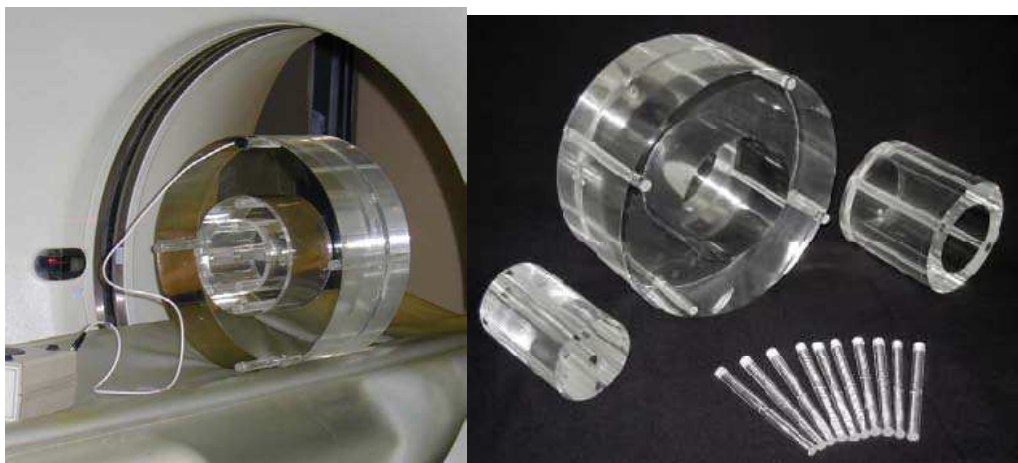
Este fantoma antropomorfo está hecho de materiales de propiedades que precisan e imitan los tejidos humanos en el modo de imagen de resonancia magnética (MRI), ultrasonido, y tomografía computarizada (TC). Está diseñado para guiar por imagen procedimientos intervencionistas.

Aplicaciones

El fantoma contiene pulmones, el hígado, los vasos hepáticos, costillas, vértebras, los riñones, aorta abdominal, vena cava inferior, el músculo y la grasa intersticial todos simulados. El pulmón y el hígado son lesiones simuladas disponibles en una gama de tamaños y relativos contrastes.

Cada fantoma está protegido por una membrana de poliuretano gruesa e equivalente y tapas laterales. Estas características hacenlo suficientemente resistente al fantoma para extenderse de exploración en exploración y permitir la inserción de los diversos instrumentos quirúrgicos, según sea necesario.

✓ **Kit fantomas TC dosis pediátrica y adultos. Modelo 76-424-4156**



Kit fantomas TC dosis pediátrica y adultos. Modelo 76-424-4156

Diseñado exclusivamente para uso pediátrico y de adultos para dosis en tomografía computarizada, tiene un peso ligero (44kg, 20 kg) total del paquete. Se puede utilizar con un multi-detector. Cumple con los requisitos de la FDA normas de funcionamiento. Se transporta con ruedas y tire de la manija.

El innovador Fantoma TC de dosis se puede utilizar con cualquier tomografía computarizada (TC), diseñado para la imagen pediátrica y de adultos para cabeza y cuerpo. Cada segmento del fantoma puede proporcionar información de dosis separadas. Cuando se realiza mediciones de perfiles de dosis, el fantoma de dosis permite al usuario recoger información destinada a la máxima, mínima y de exposición media del valor de espesor de corte tomográfico nominal.

Este kit de fantomas esencial consiste de tres partes: un fantoma de cuerpo adulto, uno de cabeza adulto los cuales también funcionan como un fantoma de cuerpo y cabeza. Tiene fantomas anidados para un fácil almacenamiento y transporte conveniente. (Todos están hechos de acrílico sólido con diámetros de 32, 16 y 10 cm, respectivamente.) Cada parte contiene cuatro agujeros de la sonda alrededor del perímetro, 90° y 1 cm del borde. El diámetro interior de los agujeros es 1,31 cm. Cada parte incluye varillas de acrílico para tapar todos los agujeros en el fantoma. Es de fácil almacenamiento, tiene una funda resistente, transporte con ruedas y manija.

✓ **Tomografía computarizada (TC) fantoma de cabeza. Modelo RS-250**



Tomografía computarizada (TC) fantoma de cabeza. Modelo RS-250

- Fantoma Antropomórfico
- Moldeado en todo el cráneo
- Permite controles de parámetros físicos importantes
- Proporciona una comprobación realista del sistema
- Tiene una base de policarbonato permite escaneos paralelos o perpendiculares al eje longitudinal

Sección A: placas de aluminio, 0,4mm de espesor, fijada en un ángulo de 45 °, permite medir el grosor de corte.



Sección B: La sección de dosimetría proporciona al paciente la exposición controlada normal de dosis interna antes de las exploraciones reales del paciente.



Sección C: Los tumores cilíndricos de tamaño clasificados por radiodensidad establecimiento de alta y baja resolución de contraste.



Sección D: La sección antropomorfa proporciona un contraste para huesecillos en el oído interno y una fractura de peñasco.



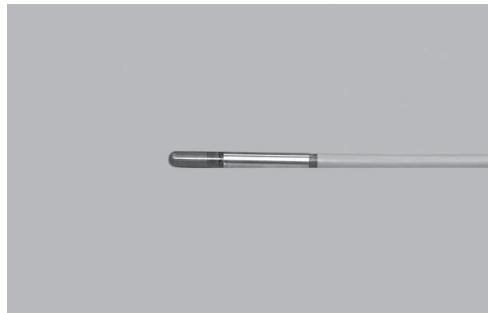
Los tumores pequeños en la fosaposterior se colocan en una zona que la mayoría de escáneres de imágenes lo hacen con dificultad.

Sección E:¼ depulgada de diámetro de varillade aluminioenelfantomadelejelongitudinal,comprueba la alineacióngeneral,ydauna verificación realistadel ruido .



CÁMARAS DE IONIZACIÓN

- ✓ **Semiflex™ Cámara de ionización 0.3cm³, a prueba de agua**



Semiflex™ Cámara de ionización 0.3cm³, a prueba de agua

- Apto para el uso en fantomas de agua o fantomas de estado sólido
- El volumen de medición totalmente ventilado a través del conector.
- Totalmente protegido hasta la medición del volumen
- Libre de piezas de alto voltaje
- Extensión de cables de hasta 100 metros en longitud.

✓ **Semiflex™ Cámara de ionización, 0.125 cm³, a prueba de agua**

Modelo 30-344



**Semiflex™ Cámara de ionización, 0.125 cm³, a prueba de agua
Modelo 30-344**

El tipo de cámara de ionización de 0.125 cm³ (Modelo 30-344) está diseñado para mediciones en el haz útil de fotones de alta energía y campos de electrones. La cámara es resistente al agua y se utiliza principalmente para la medición relativa en un fantoma de agua. La medición del volumen es aproximadamente esférica resultando en un pie en respuesta de energía en un ángulo de 160 ° y una resolución espacial, en los tres ejes, durante las mediciones en un maniquí. La cámara incluye un cable de 4,3 pies (1,3 m), conector BNC Triax, tapa la acumulación de PMMA, y un soporte corto (36 mm) rígido para un fácil montaje.

EFFECTOS DE LA RADIACIÓN IONIZANTE:

El sistema de protección radiológica vigente se basa en la hipótesis prudente de que incluso dosis muy bajas de radiación son susceptibles de provocar efectos en el organismo. Debe tenerse en cuenta que la misma cantidad de radiación produce distinto daño en cada tipo de tejido biológico, y que este daño depende del tipo de radiación de que se trate, además los distintos órganos y tejidos del cuerpo humano tienen diferente sensibilidad y son dañados de forma distinta por un mismo tipo de radiación.

Los efectos de la radiación pueden ser inmediatos o retardados:

- **Inmediatos:** El daño inmediato causado por las radiaciones ionizantes es proporcional a la cantidad de energía de radiación absorbida por encima de un valor determinado. La gravedad del daño depende también del tipo de radiación y del tejido expuesto. Si las dosis absorbidas son superiores a 0,5 Gray y se reciben en un breve período de tiempo, correspondiente a días, semanas o unos pocos meses de la exposición se producen los efectos inmediatos. Estos efectos que generalmente resultan de la muerte de células se conocen como efectos deterministas: se producirán daños en el aparato digestivo, con vómitos a las pocas horas y puede verse afectada la sangre y apreciarse un enrojecimiento de la piel. En dosis superiores a 3 a 5 Grays resultan mortales para el 50%, aproximadamente, de las personas expuestas, aunque estas reciban atención médica oportuna.

- **Retardados:** Aunque se eviten los efectos inmediatos, los tejidos de la persona expuesta pueden haber recibido un daño suficiente para producir efectos retardados, que se manifestarán muchos años después de la exposición. El cáncer es el más significativo de estos efectos.[27]

✓ **MEDIDAS PRÁCTICAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA:**

En la práctica y con objeto de controlar la exposición a las radiaciones se aplican una serie de medidas que varían según exista (o no) contaminación radiactiva en el ambiente. Cuando no existe contaminación radiactiva y, por tanto, el único riesgo es el de la irradiación externa al organismo, estas medidas consisten en:

- Limitar el tiempo de exposición a las radiaciones.
- Mantenerse alejado de la fuente de radiación.
- Interponer blindajes entre la fuente de radiación y las personas.

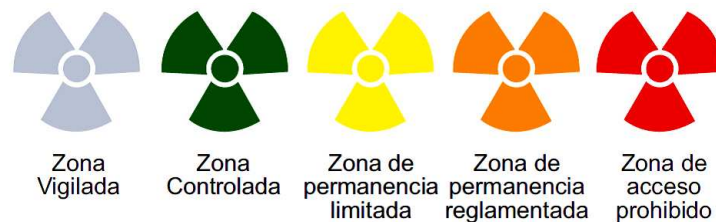
Por otra parte, las personas que, por su trabajo, están en contacto con radiaciones ionizantes suelen llevar dosímetros personales que miden la cantidad de radiación a la que están siendo sometidas para poder asegurar que la dosis recibida es inferior a los límites establecidos por la autoridad regulatoria y, en caso de accidente, conocer el alcance del mismo.

Finalmente, existen unas normas generales de protección que deben ser establecidas y aplicadas en cualquier instalación radiactiva:

- **Delimitación de zonas:** El espacio en el que existan generadores de radiación o donde se manipulen o almacenen materiales radiactivos, debe estar perfectamente delimitado y señalizado. Los reglamentos establecen los criterios de clasificación de zonas y el tipo de señalización a utilizar en cada una de ellas. El acceso a dichas zonas debe estar regulado para que sólo puedan acceder a las mismas las personas estrictamente necesarias y con los conocimientos adecuados.
- **Formación del personal:** Los trabajadores profesionalmente expuestos y toda aquella persona que ocasionalmente pueda estarlo han de recibir una adecuada formación sobre los efectos de la radiación, las normas de protección, las precauciones a tomar durante el trabajo, el conocimiento y uso de los equipos y medios de protección personal, la actuación en caso de emergencia y las responsabilidades que se derivan de su puesto con respecto a la protección radiológica.
- **Vigilancia médica:** Todo el personal profesionalmente expuesto debe someterse a vigilancia sanitaria basada en los principios generales de Medicina del trabajo.

En lo referente exclusivamente a la protección radiológica la misión principal de la autoridad regulatoria SCIAN es la protección de los trabajadores, la población y el medio ambiente de los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes.

Todas aquellas personas que por su tipo de trabajo han de encontrarse en zonas (Fig.2.1) radiológicamente contaminadas deben usar equipos protectores de aislamiento.



Señalización internacional de radiactividad

Los solicitantes de licencias personales para operar con equipos de radiaciones ionizantes al SCIAN deben demostrar que no poseen ningún impedimento desde el punto de vista médico y/o psicológico para trabajar con este tipo de tecnología. Para ello deben presentar un certificado de aptitud emitido por un servicio de prevención autorizado.

Las personas que van a dirigir el funcionamiento de instalaciones nucleares o radiactivas deben estar en posesión de una licencia de supervisor. Para quienes vayan a operar directamente estas instalaciones la licencia será de operador.

- **Aplicación de las normas y medidas de vigilancia y control de las diferentes zonas y en las distintas categorías de trabajadores expuestos.**

Dentro de este apartado se incluye, cuando sea aplicable:

-El control mensual de las dosis de radiación recibidas por los trabajadores expuestos mediante una vigilancia individual por medio de dosímetros personales.

- Control de posible incorporación de material radiactivo al organismo mediante detección externa y análisis de muestras biológicas.

- Establecimiento de un historial dosimétrico en el que se registren las dosis recibidas.

- **Vigilancia médica periódica** por servicios de prevención autorizados.

✓ **PROTECCIÓN DE LA POBLACIÓN**

La Subsecretaría de Control, Investigación y Aplicaciones Nucleares (SCIAN), mantiene un estricto programa de vigilancia de todas y cada una de las instalaciones radiactivas mediante la cual se trata de garantizar que el funcionamiento de las mismas se ajusta a los criterios de seguridad requeridos. Además, y basándose en los criterios de seguridad, puede proponer en cualquier momento la paralización de actividades de estas instalaciones

Por lo tanto como parte integrante del protocolo de control de calidad, debe existir un programa de protección radiológica que incluya la supervisión del Personal Ocupacionalmente Expuesto(POE), vigilancia radiológica de la zona de trabajo, estudio ergonómico¹⁹de las disposiciones de la protección radiológica, valoración de los métodos de trabajo desde el punto de vista de la salud y la seguridad, evaluación continua de las medidas protectoras, clasificación de los trabajadoresque trabajan con radiaciones según las funciones y responsabilidades y la categoría de la instalación, 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.[27]

¹⁹ El *estudio ergonómico* permite lograr satisfacción, calidad y productividad en el desarrollo de las actividades

