



Universidad del Azuay

Facultad de Ciencia y Tecnología

Escuela de Ingeniería Electrónica

***Principio de Funcionamiento de la Tomografía Axial
Computarizada***

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de
Ingeniero Electrónico

Autor:

Francisco Armando Patiño Chimbo

Director:

Sempértegui Cañizares Eduardo Rodrigo

***Cuenca, Ecuador
2013***

DEDICATORIA

El presente trabajo está dedicado a la mujer más emprendedora y capaz que jamás se dio por vencida ante las adversidades. Por su entereza, apoyo incondicional y confianza; siempre estuvo conmigo ayudándome a seguir adelante y de no ser por ella, esta meta no se hubiera hecho realidad. De todo corazón:

Gracias Mamá.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA	ii
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	iii
INDICE DE FIGURAS.....	vi
RESUMEN.....	viii
<i>ABSTRACT</i>	ix
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I: FUNCIONAMIENTO DE UN TOMÓGRAFO TRADICIONAL

1.1	Generación de los rayos x	3
1.1.1	Tubo de rayos x	3
1.1.1.1	Características de los electrodos.....	6
1.1.1.1.1	Cátodo	6
1.1.1.1.2	Ánodo.....	7
1.1.1.2	Fuentes de alimentación del tubo de rayos x.....	9
1.2	Factores que influyen en los rayos x generados	10
1.3	Filtrado y colimación	11
1.3.1	Filtrado	11
1.3.2	Colimación.....	12
1.4	Transformación de los rayos en señales eléctricas.....	13
1.4.1	Detectores de gas xenón.....	14
1.4.2	Detector de cristal de centelleo.....	15

CAPÍTULO II: PARTES PRINCIPALES DE UN EQUIPO DE TOMOGRAFÍA TRADICIONAL

2.1 Zona de exploración.....	17
2.1.1 <i>Gantry</i>	17
2.1.2 Camilla.....	20
2.2 Procesamiento y reconstrucción de las imágenes.....	21
2.2.1 Interpretación de los coeficientes de absorción o atenuación	22
2.2.2 DAS (Sistema de Adquisición de Datos)	23
2.2.3 Procesador de datos crudos (<i>raw data</i>)	25
2.2.4 Unidades de hounsfield y escala de grises	27
2.2.5 <i>Window y level</i> (Ventana y Nivel).....	29
2.2.5.1 Ventana (<i>window</i>).....	30
2.2.5.2 Nivel (<i>Level</i>)	32
2.2.6 Almacenamiento (<i>storage</i>).....	32
2.3 Sala de Mando o control.....	33

CAPÍTULO III : EVOLUCIÓN DE LOS TOMÓGRAFOS VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA TAC

3.1 Evolución de los tomógrafos	37
3.1.1 Primera generación.....	37
3.1.2 Segunda generación.....	39
3.1.3 Tercera generación.....	41
3.1.4 Cuarta generación	43
3.1.5 Quinta generación	45
3.2 Ventajas y desventajas de la tomografía axial computarizada TAC.....	46
3.2.1 Ventajas de la tomografía axial computarizada.....	46
3.2.2 Desventajas de la T.A.C	48

CAPÍTULO IV: SEGURIDAD Y AVANCES DE LA T.A.C

4.1 Tomografía helicoidal	51
4.1.1 <i>Pitch</i>	54
4.1.2 Tomografía helicoidal multicorte	55
4.2 Normas y seguridad radiológica	56
4.2.1 Criterios generales para la adecuación de la sala de tomografía	57
4.2.2 Parámetros generales de protección radiológica para técnicos y pacientes.	60
CONCLUSIONES	62
BIBLIOGRAFIA	65

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Tubo de rayos x con sus partes principales.....	5
Figura 1.2: Cátodo y los filamentos tungsteno.....	7
Figura 1.3: Tubo de Rx con ánodo fijo.....	8
Figura 1.4: Tubo de Rx con ánodo giratorio.....	8
Figura 1.5: Representación simplificada de las fuentes de generación en el tubo.....	10
Figura 1.6: Conjunto de detectores distribuido en forma de abanico.....	13
Figura 2.1: <i>Gantry y camilla</i>	18
Figura 2.2: Sistema de anillos deslizantes.....	20
Figura 2.3: Etapas del DAS.....	24
Figura 2.4: Matriz, pixel y vóxel.....	26
Figura 2.5: Escala y unidades de hounsfield.....	29
Figura 2.5: Corte axial con diferentes valores de ventana.....	31
Figura 2.6: Sala de control.....	34
Figura 2.7: Película revelada mediante impresión multiformato.....	36
Figura 3.1: Movimientos del tubo y detector en 1ra generación.....	38
Figura 3.2: Movimientos del tubo y detectores en 2da generación.....	40
Figura 3.3: Tubo y matriz de detectores en 3ra generación.....	41
Figura 3.4: Disposición del anillo de detectores y del tubo en 4ta generación.....	43
Figura 3.5: Movimiento de inclinación del anillo de detectores.....	44

Figura 3.6: Esquema de un tomógrafo de 5ta generación.....	45
Figura 4.1: Esquema básico de un tomógrafo helicoidal.....	52
Figura 4.2: Ilustración de movimiento en espiral que se produce en la tomografía helicoidal.....	53
Figura 4.3: Separación entre espirales variando el valor del <i>Pitch</i>	55
Figura 4.4: Protectores con plomo contra la radiación.....	61

Comunidad
24/06/13

RESUMEN

PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DE LA TOMOGRAFIA AXIAL COMPUTARIZADA

Para informar el principio de funcionamiento de la tomografía computada (TAC) y analizar el funcionamiento de los elementos del tomógrafo, se pretende en un inicio hablar sobre la generación de rayos x y cómo estos mediante detectores, una matriz de pixel-vóxel, técnicas de reconstrucción y unidades hounsfield, son convertidos en escala de grises para la obtención de las imágenes.

Con la evolución de los tomógrafos desde la primera generación, hasta los helicoidales multicorte, se han presentado una serie de beneficios y desventajas en su uso. Por otro lado, al estar expuestos a radiaciones ionizantes tanto el personal como los pacientes, deben contar con la indumentaria adecuada para evitar posibles afecciones a la salud y por último, el lugar de instalación debe tener características de blindaje y asilamiento contra la radiación; todos estos parámetros de protección, están sujetos y regulados por instituciones u organismos nacionales e internacionales como la IAEA.

Palabras claves: rayos x, corte axial, gantry, detectores, pixel, vóxel, unidades hounsfield, pitch, blindaje, seguridad radiológica.



DIRECTOR DE ESCUELA

INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Ing. Francisco Vásquez C.



DIRECTOR DEL TRABAJO DE GRADO.

Ing. Eduardo Sempértegui C.



AUTOR

Francisco Armando Patiño Chimbo

*Escritura
260813*

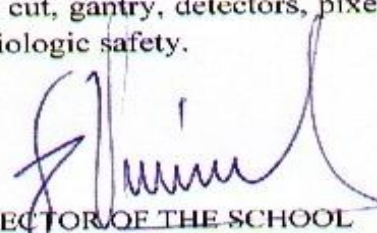
ABSTRACT

WORKING PRINCIPLES OF COMPUTER AXIAL TOMOGRAPHY

In order to inform about the working principles of computer axial tomography (CAT) and analyze how the tomographic elements function, we begin addressing the generation of x-rays and how these are converted to a scale of grey in order to obtain images through detectors, a pixel-voxel matrix, reconstruction techniques, and Hounsfield units.

With the evolution of tomographic equipment, beginning with the first generation until the multislice computed tomography, there have been several advantages and disadvantages regarding its use. In addition, since the staff and patients are exposed to ionizing radiation, they should have adequate clothing in order to prevent possible health hazards. Finally, the area for the installation of the equipment should have certain characteristics of isolation and shielding against radiation. All these protection parameters are regulated by institutions or national and international organisms such as IAEA.

Key Words: x-rays, axial cut, gantry, detectors, pixel, voxel, Hounsfield units, pitch, shielding, radiologic safety.



DIRECTOR OF THE SCHOOL
OF ELECTRONIC ENGINEERING
Ing. Francisco Vasquez C.

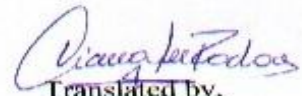


DIRECTOR OF THE
GRADUATION WORK
Ing. Eduardo Sempertegui C.



AUTHOR
Francisco Armando Patiño Chimbo



UNIVERSIDAD DEL
AZUAY
DPTO. IDIOMAS
Translated by,
Diana Lee Rodas

Patiño Chimbo Francisco Armando

Trabajo de Graduación

Sempértegui Cañizares Eduardo Rodrigo

Junio, 2013

PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DE LA TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA

INTRODUCCIÓN

En un tomógrafo convencional, para visualizar detalladamente las diferentes estructuras internas del cuerpo, como el sistema óseo, tejidos blandos, tejidos duros, entre otros órganos, se requiere del uso de los rayos X para realizar múltiples cortes axiales del sujeto. Los rayos, al atravesar la sección del cuerpo a ser estudiada, van siendo atenuados o absorbidos en distinta magnitud, conforme chocan con las diferentes estructuras anatómicas del cuerpo; cada tejido, posee su propia densidad y coeficiente de absorción; por ejemplo: la densidad de un tejido adiposo es diferente a la de un muscular y a la de un óseo por ende, el índice de penetración de los rayos no será el mismo. Esto se hará evidente en el procesamiento de la información y en la representación gráfica, en escala de grises, de las distintas densidades de estos tejidos.

Una vez que los rayos X hayan sido atenuados por el paciente, llegan con distinta intensidad a unos elementos que captan y a su vez transforman ésta radiación en señales eléctricas. Estos dispositivos se llaman Detectores, cada uno de ellos cuentan con su propio canal, por el cual mandan la señal transformada que será procesada, reconstruida y almacenada posteriormente

Los detectores se agrupan en un solo conjunto en forma de abanico y se ubican al frente al equipo que emite la radiación (tubo), en el anillo del armazón (*Gantry*) donde están alojados; tanto el emisor como el conjunto de detectores, giran de manera simultánea alrededor del paciente efectuando los cortes tomográficos. También, los detectores pueden colocarse en todo el anillo y mantenerlos fijos; con esto, sólo se mueve la fuente emisora alrededor de ellos; esto depende de la generación de construcción del tomógrafo.

Cuando se genera el primer barrido, es decir; cuando el equipo emite un haz colimado de rayos X; los detectores captan la radiación atenuada que traspasa al paciente y obtienen una proyección o silueta transversal del corte realizado. Luego, se rota el bloque emisor-detectores y se vuelve a realizar un disparo de radiación consiguiendo una segunda proyección; esto se repite varias veces hasta lograr un vuelta completa (360°) del conjunto emisor-detectores, teniendo como resultado varias proyecciones almacenadas para su posterior procesamiento.

Mientras más proyecciones se obtengan en una vuelta completa, se podrá obtener una mejor imagen; esto dependerá también de la calidad de la radiación emitida por la fuente y la de los detectores. Con esto, en el ordenador, todas las siluetas obtenidas pasan por un proceso de filtrado, con técnicas de reconstrucción además de algoritmos matemáticos que superponen y sacan un promedio de las mismas, permitiendo obtener el mejor resultado posible de la feta o sección anatómica analizada.

Con la imagen lista del corte realizado, la camilla, según se requiera, avanza o retrocede dentro del tomógrafo repitiéndose el proceso; teniendo así un nuevo corte transversal de otra parte del cuerpo con separación entre secciones transversales muy pequeñas en el orden de milímetros, permitiendo cubrir una mayor área anatómica del paciente.

CAPÍTULO I

FUNCIONAMIENTO DE UN TOMÓGRAFO TRADICIONAL

1.1 Generación de los rayos x

Como se sabe, los rayos X no se encuentran dentro del rango de la luz visible por su longitud de onda y por ende su frecuencia; además, poseen una gran cantidad de energía con altos índices de penetración capaces de provocar alteraciones en los átomos del organismo; por lo que se la cataloga como radiación ionizante. Otro de los aspectos que se debe considerar, es la producción de fluorescencia al entrar en contacto con líquidos de contraste ricos en sales con lo que facilita el estudio dentro del campo de la Angiografía.

Para obtener la radiación adecuada que el equipo requiere para el estudio y diagnóstico del paciente, es necesario conocer el artefacto o las partes del mismo que crean estos rayos. Los rayos como tales, se producen dentro de una especie de ampolla que se la denomina Tubo de rayos X.

1.1.1 Tubo de rayos x

Este componente es una de las partes principales de un tomógrafo convencional o equipo de radiología. Básicamente, es un tubo o ampolla de vidrio rodeado por una cubierta aisladora de plomo que encapsula, absorbe y elimina, como una especie de filtro, la radiación dispersa en el interior [Figura 1.1] evitando así, que ésta salga hacia el exterior. Además, el tubo posee una ventana fabricada con un material permeable a la radiación; ésta zona es la única que permite el paso de los rayos X útiles para su uso. Por último, el tubo puede producir radiación de manera continua o por medio de pulsos mientras da una vuelta completa alrededor del paciente.

Con toda la pérdida de energía que se dispersa en forma de calor cuando se generan los rayos, el tubo de rx (rayos X), debe contar con un sistema de refrigeración, que ayude a enfriar y mantener la temperatura lo más baja posible para su funcionamiento y así evitar, daños producidos por el sobrecalentamiento, por fisuras en la ampolla, por desgaste excesivo de los electrodos, etc. Para ello, es necesario el uso de un aceite que se coloca entre la cubierta de plomo y el tubo de vidrio. Éste lubricante, debe contar con ciertas características específicas como por ejemplo: tener la propiedad de ser un dieléctrico y poder disipar el calor producido; para lograr esto, se lo mantiene en circulación en un medio cerrado donde se lo enfría por agua o aire.

En el interior del tubo, existen dos electrodos que se encuentran separados entre sí a una distancia determinada; están compuestos con materiales especiales y resistentes al calor, debido a las altas temperaturas que ahí se producen. Los electrodos reciben el nombre de cátodo (parte negativa) y el ánodo que es el material positivo [Figura 1.1], cuando se polarizan, se establece un campo eléctrico (E), provocando la aceleración de los electrones que están acumulados y fluctuando en forma de nube alrededor del filamento que se encuentra en el cátodo. Luego, al cerrarse el circuito, estos electrones se dirigen con gran velocidad y energía cinética hacia ánodo impactándolo y provocando, una liberación de fotones que conforman las radiaciones con grandes valores de energía y distintas longitudes de onda. De aquí, se obtiene una pequeña porción útil de rayos X alrededor del 1%, que salen al exterior pasando por la ventana del tubo y filtros. El resto de radiación que no tiene un nivel de energía óptimo para ser expuesta al paciente (el 99%), se desperdicia en forma de calor, específicamente en la zona del ánodo al interior de tubo, debido al propio choque y frenamiento de los electrones.

Tanto el cátodo como el ánodo se encuentran en el tubo aislados del exterior y al vacío, éstas características fundamentales, permiten que el flujo de electrones (corriente del tubo) viaje de forma constante, uniforme, con movimiento rectilíneo sin interferencias hasta el ánodo. Si éstas propiedades fallan, pueden producir pérdidas en la producción de rayos X debido al choque de los electrones con moléculas u átomos que se encuentran en el aire, bajando así el rendimiento o funcionamiento del equipo.

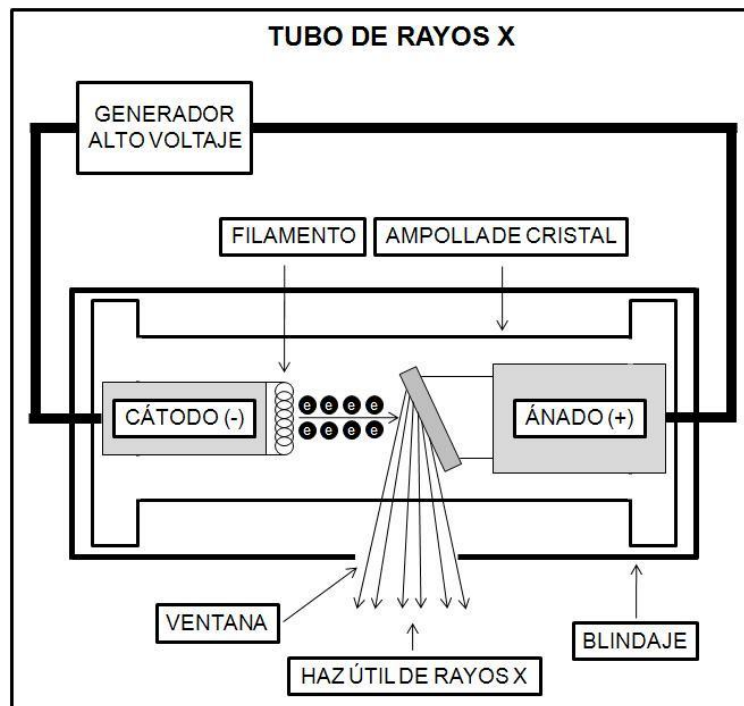


Figura. 1.1: Tubo de rayos x con sus partes principales

(OVERBLOG. ¿Cómo funciona un tubo de rayos x?. [s.a.]) [ref. 18 de Enero 2013]

Fuente: http://es.over-blog.com/Como_funciona_un_tubo_de_rayos_x-1228321783-art164329.html

1.1.1.1 Características de los electrodos

1.1.1.1.1 Cátodo

La estructura del cátodo está formada por un material que soporta altas temperaturas, este material es, por lo general, Wolframio con un punto de fusión de 3370°C. Otro elemento que sirve para la construcción del cátodo es el Molibdeno, de la misma manera, soporta temperaturas elevadas con un punto de fusión de 2623°C; aunque, tiene un valor menor que el primero, su rendimiento es igual de bueno.

En la cara del cátodo, incrustado en una sección cóncava y orientada hacia el blanco del ánodo; existe un filamento que es la fuente de emisión como tal, de electrones para la producción de los rayos X. Su estructura es muy delgada (de 0,1 a 0,3 mm aproximadamente de diámetro) y está elaborado de Tungsteno; un elemento que tiene la propiedad de liberar una gran cantidad de electrones cuando se calienta.

Por este filamento circula una corriente promedio de 4 Miliamperios (mA), producida por el transformador que entrega un nivel de tensión relativamente bajo alrededor de 3 a 5 voltios, con esta intensidad, el hilo de tungsteno, se calienta haciendo que los electrones se liberen y formen una especie de nube que envuelve al filamento, este fenómeno es llamado efecto termoiónico.

En la actualidad, existen materiales catódicos fabricados con varios filamentos de diferentes tamaños; en general son dos los que proporcionan una mejor resolución al dirigir una mayor o menor cantidad de electores hacia el ánodo, dependiendo de la intensidad de corriente aplicada ha dicho filamento. A continuación en la [figura 1.2] se muestra el cátodo y sus filamentos.

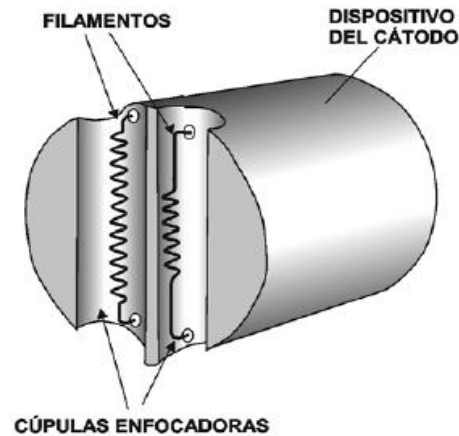


Figura. 1.2: Cátodo y los filamentos tungsteno.

(SCRIBD. Capítulo 18 rayos x. 2009. pág 3) [ref. 18 de Enero de 2013]

Fuente: <http://es.scribd.com/doc/13096059/GENERALIDADES-DE-LOS-RAYOS-X>

1.1.1.1.2 Ánodo

Las características físicas del ánodo como un gran valor atómico y un elevado punto de fusión, permiten aumentar la probabilidad de generar los rayos X. Para su construcción, se utilizan los mismos elementos que se usan en la fabricación del cátodo como: Wolframio, Molibdeno y Tungsteno; además, existen aleaciones de otros elementos como el Rodio-Paladio con un punto de fusión importante. Por último, para la elaboración del bloque ubicado detrás del ánodo que ayuda a dispersar el calor generado por el impacto de los electrones; se emplea cobre.

Existen dos tipos de ánodos, el primero que se desarrolló fue el de ánodo fijo [Figura 1.3]; como su nombre lo indica, permanece estático ante la colisión de los electrones y, el segundo es el que se encuentra en la mayoría de los aparatos de tomografía actuales, llamado ánodo giratorio [Figura 1.4]. Es un disco, cuyo diámetro que varía entre 7 y 15 cm, gira a una gran velocidad de manera continua y puede variar entre 3000 y 12000 rpm; esta magnitud, depende mucho del material del cual está construido. Este ánodo, tiene una mayor superficie de contacto permitiendo

incrementar, el número de colisiones con los electrones acelerados y a su vez, generar una mayor cantidad rayos X con gran potencia. Además, permite con mayor rapidez, disipar el calor producido aumentando así su vida útil.

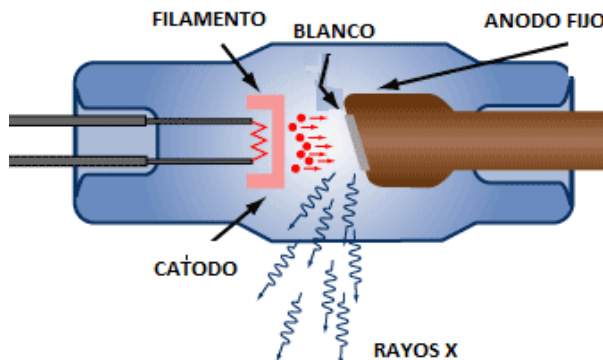


Figura 1.3 Tubo de rx con ánodo fijo ¹

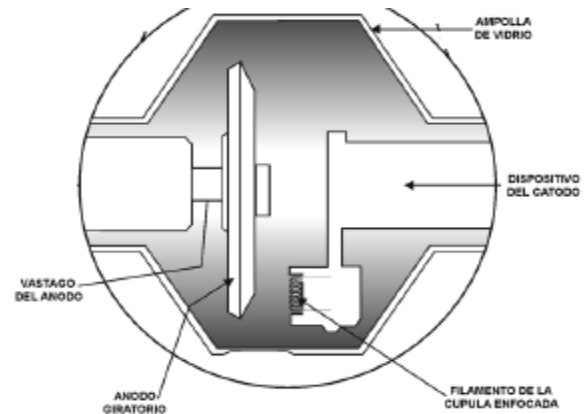


Figura 1.4: Tubo de rx con ánodo giratorio ²

¹ (LA MECÁNICA CUANTICA. La espectroscopia de rayos X. 2009): [ref. 18 de Enero de 2013]

Fuente: <http://la-mecanica-cuantica.blogspot.com/2009/08/la-espectroscopia-de-rayos-x.html>

² (SCRIBD. Capítulo 18 rayos x. 2009. pág 2) [ref. 18 de Enero de 2013]

Fuente: <http://es.scribd.com/doc/13096059/GENERALIDADES-DE-LOS-RAYOS-X>

En el ánodo, existe una zona muy importante llamada mancha focal o blanco [Figura 1.3]. Este lugar, fabricado de tungsteno, es el sitio específico donde se producen los choques de los electrones acelerados provenientes de la nube localizada en el cátodo. Mientras más pequeña sea esta zona, permitirá eliminar una mayor cantidad de sombras, que pueden producirse alrededor de la imagen del tomógrafo mejorando así; la resolución de la misma.

La macha focal tiene que ser un espacio puntual, idealmente su geometría tendría que ser la de un punto para que todos los impactos se concentren ahí; pero, el calor que se generaría por la energía cinética que poseen los electrones, no pudiera ser soportada

por el material por eso; ésta zona es una lámina rectangular (en el caso del ánodo fijo) o un pequeño chaflán en toda la circunferencia (si es un ánodo giratorio), que tiene un grado de inclinación determinado (de 7 a 20°) que permite dirigir el haz generado de rayos útiles, hacia la ventana de salida y no dentro del mismo tubo.

1.1.1.2 Fuentes de alimentación del tubo de rayos x

Existen dos componentes que permiten alimentar el tubo con energía eléctrica para desarrollar la radiación de manera convencional; estos elementos son dos fuentes de transformación de voltaje:

El primer generador, eleva la tensión de ingreso de 110-220v (baja tensión) o trifásica, al nivel de kilovoltios (Alta Tensión); la señal debe ser limpia y constante, sin variaciones considerables de tensión es decir, sin rizo. Una de las formas más eficaces para conseguir este tipo de señal, es a través de una etapa de acondicionamiento de la tensión de línea convirtiéndola en pulsos de alta frecuencia; para ello, se convierte el voltaje de ingreso de alterna a continua teniendo una señal rectificadora y estable luego, es nuevamente convertida de continua a alterna por un inversor que tiene un sistema de control que regula los tiempos de conmutación generando los pulsos de alta frecuencia a la salida, estos pulsos ingresan al transformador elevador teniendo como respuesta, una onda de alta tensión muy pura y óptima para polarizar los electrodos dentro del tubo; liberando de esta forma, electrones que se desprenden con gran velocidad desde el cátodo hacia el ánodo, generando así los rayos X y una gran pérdida de energía que se disipa en forma de calor.

El segundo transformador, reduce el voltaje de la línea a un bajo nivel de tensión, de 3 a 5 voltios; éste voltaje, sirve como alimentación del filamento que está en el cátodo el cual, como ya se sabe, se calienta y produce una nube de electrones que será impactada contra el receptor. En la [Figura 1.5], se muestran las dos fuentes de transformación para alimentar al tubo de rayos X.

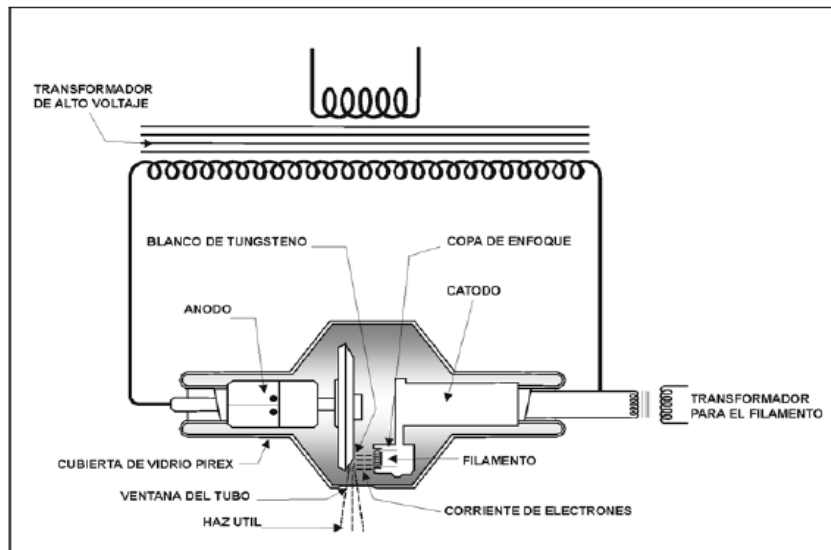


Figura 1.5: Representación simplificada de las fuentes de generación en el tubo.

(SCRIBD. Capítulo 18 rayos x. 2009. pág 4) [ref. 18 de Enero de 2013]

Fuente: <http://es.scribd.com/doc/13096059/GENERALIDADES-DE-LOS-RAYOS-X>

1.2 Factores que influyen en los rayos x generados

- **Tiempo de Exposición:** Es el tiempo al que está expuesto el paciente a la radiación, viene dada en segundos (s).
- **Corriente de tubo:** Es la intensidad del flujo de electrones acelerados desde el cátodo hacia el ánodo medido en miliamperios (mA). Depende estrictamente de la corriente que circula por filamento de tungsteno que está en el cátodo. Si se aumenta esta corriente, se aumenta la radiación al paciente.
- **Energía de los Fotones:** Es el nivel de aceleración que adquieren los electrones cuando se aplica una diferencia de potencial entre los electrodos del tubo en el orden de kilovoltios (Kv). Mientras más aceleración tengan los electrones, mayor energía cinética (keV) tendrán para impactar al ánodo y a su vez, tendrán un mayor índice de penetración en el paciente.
- **Dosis:** Es el tiempo de exposición del paciente por la corriente del tubo producida, viene en miliamperios-segundo (mAs).

En general, se utiliza una mayor corriente de tubo con tiempos muy pequeños de exposición, esto dependerá de la anatomía y de la zona a ser analizada del paciente.

1.3 Filtrado y colimación

Los rayos pueden salir de tubo de manera uniforme o dispersa con diferentes magnitudes de radiación, de ahí son muy pocos los rayos efectivos o útiles que tienen un buen nivel de energía (menor longitud de onda). Éstos, pueden atravesar sin dificultad el organismo del paciente; llegando atenuados a los detectores para reconstruir la figura de la sección estudiada, el resto que son los de mayor cantidad, son de baja calidad y en cierta forma, alteran o dañan la calidad de la imagen obtenida ya que no atraviesan el cuerpo humano quedándose en la superficie, es decir en la piel; por eso, a esta clase de radiación perjudicial, se la debe eliminar mediante un sistema de filtrado y colimación.

1.3.1 Filtrado

En primer lugar, se encuentra un artefacto que recibe el nombre de filtro añadido o adicional porque se lo coloca a la salida del haz de rayos X justo después de la ventana del tubo. Está construido de aluminio y por lo general tiene forma de disco, permite absorber los fotones que tienen poca energía dejando pasar los rayos con mayor frecuencia (Hz).

El ancho del filtro de aluminio es muy importante ya que en base a su espesor, absorbe los rayos de mayor longitud de onda; también, el espesor depende de la energía con la se emiten los rayos X; es así, que para valores de tensión menores de 70Kvp, se emplea un grosor de 1.5mm y, para valores superiores a este voltaje, se utiliza un filtro de 2,5 de espesor.

Este elemento, con la coraza de plomo, el tubo de vidrio al vacío y el aceite de refrigeración; forma parte de un sistema de absorción y filtrado de la radiación no deseada, ayudando a reducir la dosis de exposición del paciente.

1.3.2 Colimación

Por otro lado, la colimación es básicamente otro tipo de filtrado. Son elementos contruidos de plomo, por su alto número atómico, que regulan la cantidad de rayos que deja pasar el tubo y la forma del haz emitido. Al igual que el filtro de aluminio, limita el área de exposición a la radiación con lo que se obtiene el espesor del corte que varía entre 1 y 10mm.

En un equipo de Tomografía Axial Computarizada (TAC) existen dos clases de colimadores:

El primero, se encuentra justo después del de filtro de aluminio en el tubo de rayos X; es llamado colimador pre paciente y está formado por un conjunto de láminas que generan un haz lo más fino y paralelo posible en forma de abanico debido a la forma y ubicación de los detectores. Si existe algún tipo de falla o mal calibración por parte de este colimador, puede entregar radiación no deseada al paciente durante su estudio.

El segundo colimador se llama post paciente o pre detector porque se coloca por encima del bloque de detectores correspondiendo uno para cada detector. Este grupo de colimadores ayudan a definir en cierta manera, el grosor de la feta (corte) estudiada y mejora la calidad de la imagen absorbiendo la radiación difusa que llega al detector.

1.4 Transformación de los rayos en señales eléctricas

Como se dijo anteriormente, los dispositivos que transforman la radiación atenuada proveniente del paciente en energía eléctrica se llaman detectores. Estos elementos emplean materiales que debido a sus propiedades físicas, interactúan con los fotones de rayos X, convirtiéndolos en impulsos eléctricos que serán almacenados y procesados para obtener la información necesaria para la reconstrucción de la imagen. Se encuentran agrupados, en gran número, en un bloque con forma de abanico [Figura 1.6] para captar mejor el haz de rayos que emite el tubo.

Los detectores deben tener particularidades que los vuelvan eficaces al momento de su uso. Tienen que aprovechar la mayor cantidad de radiación que captan, deben contar con una rápida respuesta de transformación es decir, deben ser capaces de convertir esta radiación en información útil de manera instantánea (alto rendimiento). En lo posible, no deben ser afectados por la temperatura y deben ser estables durante el análisis del sujeto.



Figura 1.6: Conjunto de detectores distribuido en forma de abanico.

(CASIMIRO RADIOACTIVO. Tomografía Espiral Multicorte. Perú. [s.a.]) [ref. 18 de Enero 2013]

Fuente: <http://radiologiavirtualhju.blogspot.com/p/tomografia-espinal-multicorte.html>

En la actualidad, existen dos clases de detectores en cuanto al material o elemento principal que utilizan para la transformación de energía. Estos son:

1.4.1 Detectores de gas xenón

Los detectores de gas Xenón son un conjunto de celdas que actúan de manera individual, independiente y tienen una respuesta a la radiación uniforme. En su interior utilizan el Xenón (gas inerte), para transformar directamente la radiación en impulsos eléctricos. Se encuentran separados entre sí por paredes que actúan como colimadores a la radiación que impacta de manera inclinada, evitando de esta forma, un posible cruce de fotones de una celda a otra; además, poseen una ventana hecha de un cristal permeable a los rayos.

Para convertir la radiación adquirida, cada cámara tiene dos electrodos sometidos a una diferencia de potencial; un cátodo hecho de tantalio y un ánodo de cobre. Cuando la radiación incide en la cámara, ioniza el gas que inicialmente se comporta como aislante entre los electrodos; generando un flujo de corriente donde los electrones se dirigen hacia el cátodo y los cationes del xenón (Xe^+) hacia el ánodo, provocando impulsos eléctricos débiles dentro del detector. Esta es la señal de salida que debe ser amplificada para su tratamiento; a todo esto, su rendimiento se encuentra entre el 45 y 50%. Como los fotones de rayos X son correspondientes a la ionización del gas, y ésta a su vez, está relacionada directamente la corriente eléctrica, se puede decir que la radiación es directamente proporcional a los impulsos eléctricos generados.

Debido a la utilización de gas dentro de sus compartimentos, las celdas deben encontrarse aisladas herméticamente para evitar fugas hacia el exterior; por otro lado, están construidas con una profundidad de 10cm para incrementar la interacción entre átomos de Xenón con fotones de rayos X y, para aumentar la densidad del gas, se lo introduce bajo presión (de 8 a 10 atmósferas).

1.4.2 Detector de cristal de centelleo

Los detectores de Cristal de Centelleo fueron los primeros en aparecer y en ser usados por las primeras generaciones de la T.A.C. A comparación de los detectores de Xenón que realizan la transformación de radiación X en señal eléctrica de manera directa, éstos constan de dos etapas:

La primera, se basa en la interacción de los fotones de rayos X con el cristal de centelleo, este cristal fabricado de ioduro de cesio, tungsteno de calcio o wolframio de calcio; produce fotones de luz visible cuando es impactado por la radiación incidente.

En la segunda parte, los fotones de luz generados, se convierten en impulsos eléctricos por medio del tubo multiplicador; este tubo tiene en su interior un fotocátodo que libera electrones cuando los fotones de luz inciden sobre el metal del que está construido. Este flujo de electrones tiene mayor potencia haciendo que la señal de salida del detector, sea más alta que de la celda de Xenón.

Cada tubo fotomultiplicador requiere de una fuente de alimentación creando así, un gran espacio de separación entre ellos; por este aspecto, se desperdicia el área de contacto con la radiación; es así que, por cada centímetro que los rayos inciden, se colocan de 1 a 8 detectores en cambio, con los de Xenón, en el mismo espacio, se puede ubicar alrededor de 15 celdas.

Individualmente, cada detector de cristal absorbe entre 90 y 100% de la radiación por lo que no generan reflexión, haciéndolos más efectivos. Pero, cuando se los agrupa, el aprovechamiento de la radiación emitida hacia el paciente baja a la mitad debido a su construcción.

Actualmente en su construcción, al dispositivo que libera los electrones, se lo reemplaza por un fotodiodo hecho de silicio (material semiconductor), éste es más pequeño que su antecesor, lo que reduce el espacio entre celdas y aumenta el aprovechamiento de radiación al 90%. Se usan en la TAC helicoidal y también en los tomógrafos de tercera y cuarta generación.

CAPÍTULO II

PARTES PRINCIPALES DE UN EQUIPO DE TOMOGRAFÍA TRADICIONAL

Un equipo de tomografía está conformado por estructuras, elementos o procesos que en conjunto, ayudan a generar una vista detallada de la anatomía interna del cuerpo. Se lo puede dividir en tres grandes bloques o partes: El primer bloque es la zona de exploración, el segundo son los elementos, dispositivos o procesos que captan y procesan la información para reconstruir la imagen y el tercero, un centro o sala de control que mediante un ordenador principal, permite al operador entre otros aspectos; controlar el manejo de la zona de exploración, administrar las operaciones-procesos para la reconstrucción de las imágenes y su visualización.

2.1 Zona de exploración

Es en una sala acondicionada para evitar la fuga de radiación hacia el exterior, en él se encuentran las principales partes de un tomógrafo tradicional que están directamente relacionadas con la exploración del paciente y adquisición de los datos, éstas estructuras son el corazón del equipo y se llaman *gantry* y camilla.

2.1.1 *Gantry*

El *gantry* o armazón es una de las partes fundamentales de un tomógrafo, en él se encuentran los elementos que permiten realizar la exploración del paciente como el tubo de rayo X, el conjunto de detectores, los colimadores y el DAS (Sistema de Adquisición de Datos) dispositivo que en cambio, recoge y transforma los datos de los detectores para posteriormente ser procesados. Además, dependiendo del modelo de

tomógrafo y su tecnología de construcción, los sistemas de refrigeración y generación de alta tensión para el tubo de Rx pueden ubicarse afuera del gantry o, en su interior debido a su reducido tamaño en comparación a los primeros; éstos vienen instalados más en los equipos nuevos o modernos. En la cara frontal, posee un sistema de posicionamiento del paciente por medio de láseres ubicados en la entrada del *gantry* y botones para su operación.

Tiene una abertura en forma de cilindro hueco con un diámetro de 50 a 80cm que permite el fácil ingreso del paciente para su estudio [Figura 2.1], el resto de sus dimensiones como la altura y el ancho vienen dadas por la especificaciones del fabricante según la marca y modelo de cada de tomógrafo. Además, está montado sobre una base fija que le permite inclinarse hacia adelante o atrás hasta 20° (en algunos equipos se puede llegar 30° de inclinación); éste movimiento se lo realiza mediante motores y es necesario para el análisis de las partes del cuerpo que se encuentran con cierto grado de inclinación con respecto al corte axial.



Figura 2.1: *Gantry y camilla*

(CENTRO AKTIS. TAC.[s.a.]) [ref. 5 de Febrero de 2013] **Fuente:** http://www.centroaktis.it/tac_napoli.php

En el *gantry*, por lo general, la rotación del conjunto tubo-detectores puede realizarse de manera continua es decir, cada vez que el tubo haya dado una vuelta completa; éste sigue en el mismo sentido para el siguiente escaneo o, de forma alternada, esto quiere decir que al finalizar todas las proyecciones de un corte (una vuelta de 360°), éste regresa en sentido contrario hasta el punto de partida o al revés si los dispositivos giratorios iniciaron la exploración en el otra dirección.

En los primeros tomógrafos, existían cables largos de alta y baja tensión situados dentro del *gantry*, servían de alimentación para los elementos móviles y ocasionaban en algunos casos, inconvenientes al moverse junto al tubo de Rx. Estos cables, se deterioraban porque sufrían mucho estrés debido al continuo movimiento al que estaban sometidos, hacían ineficiente el movimiento del tubo evitando un giro continuo debido a posibles enredos, etc.

Ahora en la actualidad, se eliminaron estos cables largos y tanto el tubo como los detectores están sobre un conjunto de anillos deslizantes o rozantes [Figura 2.2] que utilizan una especie de cepillos conductores metálicos alimentados a baja tensión, que sirven de roce y alimentación entre la parte conductora del *gantry* (parte fija) y los anillos. Estos anillos deben cumplir con algunos parámetros como: estabilidad, deben proporcionar un movimiento libre y continuo al tubo de rayos X como a la matriz de detectores, tienen que mantener sujetos y libres de vibraciones a estos elementos de exploración ya que pueden alterar el buen funcionamiento del tomógrafo creando artefactos o errores en la imagen adquirida.

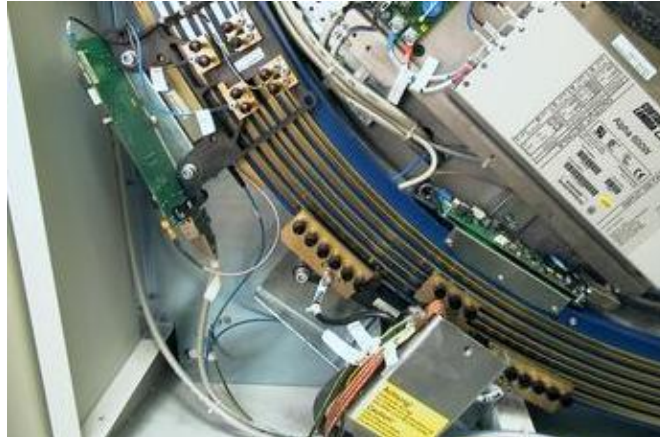


Figura 2.2: Sistema de anillos deslizantes

(GEIDO, Daniel. Tomografía Computada NIB Facultades de Medicina e Ingeniería 2009.pág 22) [ref. 22 de Enero de 2013]

Fuente:<http://www.nib.fmed.edu.uy/imagemed/IMAGMED%202009/Diapositivas/Clase%20CT%20Daniel%20Geido%202009.pdf>

Por último, los anillos permiten optimizar el tiempo de escaneo del paciente ya que con el movimiento continuo, no es necesario regresar al conjunto tubo-detectores a la posición inicial para comenzar otro corte axial.

2.1.2 Camilla

La camilla es lugar donde se sitúa al paciente para realizar la prueba de tomografía, puede desplazarse en dos ejes (horizontal y vertical) para introducir al paciente dentro del gantry, realizar el avance mientras se realiza el escaneo del sujeto y brindar un mejor posicionamiento [Figura 2.1]. Este posicionamiento puede estar controlado desde la sala de control, con un mando que está junto a la camilla o desde el propio gantry.

Está construida con materiales livianos pero resistentes, por lo general de compuestos o derivados de carbono, que soporten el peso del paciente durante el transcurso del estudio además, éste material debe contar con un número atómico bajo que permita el paso de la radiación hacia los detectores.

La mesa del paciente está directamente relacionada con el espacio (intervalo de separación) entre cada corte axial y la zona estudiada. Este último aspecto, es muy importante ya que la camilla debe permanecer estática mientras se genera una feta y más aún si el grosor de la misma es muy pequeña (una fracción de milímetro) es decir, no debe existir ningún tipo de movimiento mientras se escanea el cuerpo del sujeto porque podría dar lugar a mal formaciones en las imágenes, como sombras o artefactos por un posible movimiento brusco de la mesa; salvo en los tomógrafos helicoidales que para realizar los cortes continuos, la camilla debe avanzar con una velocidad lo más constante y pequeña posible para no radiar la zona ya analizada y así no generar una repetición en el corte.

Cabe mencionar que la camilla como la parte móvil del *gantry* (conjunto tubo-detectores), posee sensores de posicionamiento para una mayor precisión de la zona que está involucrada en la exploración.

2.2 Procesamiento y reconstrucción de las imágenes

Es la segunda etapa o bloque principal de funcionamiento del tomógrafo, agrupa todos los parámetros, conceptos, etapas, dispositivos o elementos, que procesan la información para convertirla en imágenes de tonalidades en color gris partiendo de los impulsos eléctricos obtenidos en los detectores. A continuación se tratará éstos procesos o etapas.

2.2.1 Interpretación de los coeficientes de absorción o atenuación

Como se sabe, cuando atraviesan los rayos X por la estructura anatómica del cuerpo, se van atenuando y adquiriendo distintos niveles de absorción hasta llegar a la matriz de detectores. Esta radiación atenuada es por decirlo de alguna manera, una sumatoria de las distintas densidades que atravesó a lo largo del paciente, por ende; dentro de la trayectoria de este rayo se tiene los distintos coeficientes de las diferentes densidades del organismo. Una relación que abarca tanto la radiación como la atenuación que se produce, es la ley de absorción de Beer- Lambert. En la ecuación [2.a] se muestra dicha ecuación:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

Ecuación. 2. a: Ley de Beer-Lambert

(SENSOR RADIOACTIVO. Materiales Radioactivos. 2008) [ref. 3 de Febrero de 2013]

Fuente: <http://sensor-radioactivo.blogspot.com/2008/05/sensor-radioactivo.html>

Donde I es la radiación atenuada que llega al detector, I_0 es la radiación inicial proveniente del tubo, μ el coeficiente de absorción o atenuación a la radiación, x es la distancia o espacio de dicha densidad y e , es la constante de Euler.

Ahora, para entender de donde salen estos coeficientes de atenuación, se descompone la ecuación aplicando a ambos miembros, un logaritmo natural (\ln) teniendo así, el valor del coeficiente que estará sin ningún exponente. Entonces la ecuación [2.a] se transforma en la siguiente expresión [2.b]:

$$\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\mu \cdot x \quad ; \quad \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \mu \cdot x \quad ; \quad \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = x \cdot \text{Atenuación}$$

Ecuación. 2. b: Aplicación de un logaritmo natural a la ecuación 2.a

Luego, como la radiación pasa a través de diferentes medios y no solo por uno, ésta se va atenuando con distintos valores la absorción de aquí, se obtienen una gran cantidad de coeficientes de absorción correspondientes a cada tejido interno ($\mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_n$). Estos coeficientes pueden ser muchísimos pero, están limitados por las dimensiones del arreglo en el que depositaran sus valores. Por último, consideremos que éstas estructuras tienen la misma distancia entonces, se podría agrupar todos los coeficientes sacando un factor común y a la final se tendrá que la relación logarítmica entre las radiaciones, es igual a la sumatoria de las distintos coeficientes de absorción por la distancia x . A continuación se muestra la ecuación [2.c] resultante:

$$\text{Atenuación} = \mu_1 + \mu_2 + \mu_3 \dots \mu_n \quad \text{entonces ;} \quad \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = x \cdot (\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 \dots \mu_n)$$

Ecuación. 2.c: Relación logarítmica igual a la sumatoria de los μ de atenuación

Todo este procedimiento es para darnos cuenta que la atenuación global se puede descomponer en pequeños fragmentos, hallando así los distintos coeficientes que al ser calculados, se encontrará la clave para visualizar una imagen visible y detallada de las distintas estructuras que están al interior del ser humano. Cabe mencionar que para hallar estos coeficientes es necesario tener varias proyecciones en distintos ángulos de la zona analizada.

2.2.2 DAS (Sistema de Adquisición de Datos)

El DAS por sus siglas en inglés (*Data Acquisition System*), es un dispositivo estable, confiable, con una respuesta lineal, rápido en su conversión; que amplifica a un nivel adecuado, los impulsos débiles provenientes de la matriz de detectores, después convierte estas señales analógicas a valores discretos por medio de un ADC (Convertidor Analógico Digital) y por último, envía la información digitalizada al *raw data* (datos en crudo) para su procesamiento y posterior reconstrucción en imágenes. Está ubicado debajo del conjunto de detectores en el *gantry*. En la siguiente figura se muestra un diagrama de bloque del DAS. En la figura [Figura 2.3] se muestran las etapas del DAS.

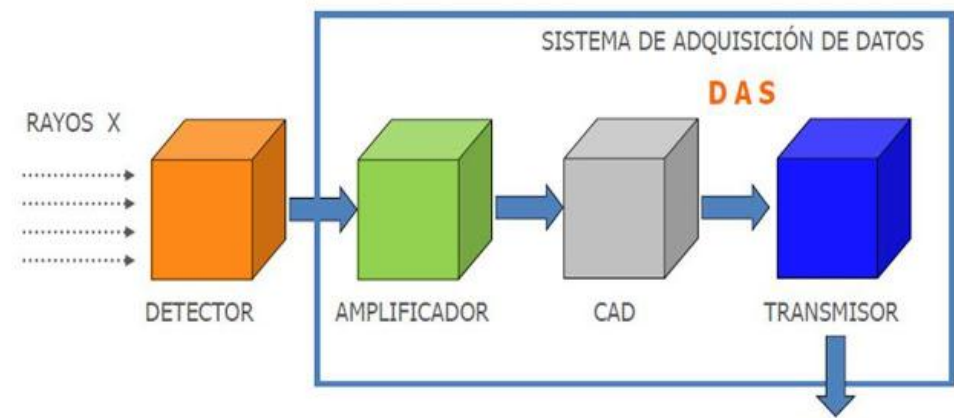


Figura 2.3: Etapas del DAS

(CASIMIRO RADIOACTIVO. Tomografía Espiral Multicorte. Perú. [s.a.] [ref. 5 de Febrero de 2013]

Fuente: <http://radiologiavirtualhju.blogspot.com/p/tomografia-espinal-multicorte.html>

Como la señal se digitaliza para su posterior tratamiento, ésta depende mucho de la resolución del convertidor analógico digital (ADC) que tiene. La resolución varía un tomógrafo a otro ya que viene dada de acuerdo al criterio de construcción y las especificaciones del fabricante. Con este parámetro se puede obtener una mejor o peor calidad al momento cuando se transforma la información en la escala de grises para reconstruir la imagen.

Algo que se debe conocer es que al convertir todos los datos que llegan al DAS desde los detectores, se obtienen recién la información de una proyección; por ende, para obtener toda la información de las distintas proyecciones, el bloque tubo-detectores debe realizar un vuelta completa; pero mientras esto sucede, se debe transformar las señales analógicas a digitales durante el intervalo entre cada proyección realizada para no perder los datos por colisiones o sobre escrituras que pueden producirse por el siguiente grupo de datos que llegan. A éste periodo de conversión se lo conoce como tiempo o periodo de Integración. Con esto, cada bloque de información que sale del DAS, se va hacia el *raw data*, acumulándose en él, todas las proyecciones obtenidas en una vuelta completa, para poder procesarlas y reconstruir el corte.

Una característica del DAS es que puede, de cierta manera, activar o inhabilitar una sección de detectores que no vayan a ser usados en la adquisición, por decirlo de otra manera: no toma en cuenta los canales de ciertas celdas así la radiación llegue a ese receptor evitando, transformar señales no deseadas que pueden provocar anomalías o artefactos en la imagen; además, ésta característica ayuda a regular el ancho del corte conjuntamente con el bloque de colimadores post-paciente. Este espacio de detectores útiles que cubre la zona a ser explorada se lo conoce como Escaneo del Campo de Visión cuyas siglas en inglés son SFOV (*Scan Field Of View*) y puede ser establecido por el radiólogo.

2.2.3 Procesador de datos crudos (*raw data*)

Se le llama raw data porque en él, llegan los datos “crudos” (sin ser analizados) provenientes del DAS listos para ser procesados y así obtener los coeficientes para la reconstrucción de la imagen.

Dentro de éste procesador, los distintos coeficientes de atenuación se ordenan y almacenan dentro de una matriz tridimensional para ser procesados [Figura 2.4]. La dimensión de éste arreglo viene establecida por el fabricante, los primeros equipos usaban una matriz pequeña de 80x80 luego, éste tamaño se aumentó a 256 x 256 y actualmente el valor más común que se encuentra es de 512 x 512 aunque los últimos tomógrafos ya utilizan matrices de 1024 x 1024 o superiores. Cabe recordar que la información del corte o feta se almacena en toda la matriz ocupando sus espacios respectivos indistintamente de su tamaño.

Cada espacio de la matriz tiene las mismas dimensiones definidas por dos parámetros fundamentales, llamados pixel y vóxel [Figura 2.4]. El primero es la cara o superficie de cada espacio de la matriz y el segundo representa el grosor del pixel, el ancho de la feta y posee todos los coeficientes de atenuación (μ_1 , μ_2 , μ_3 .. μ_n) de ese espacio que atravesó el rayo X.

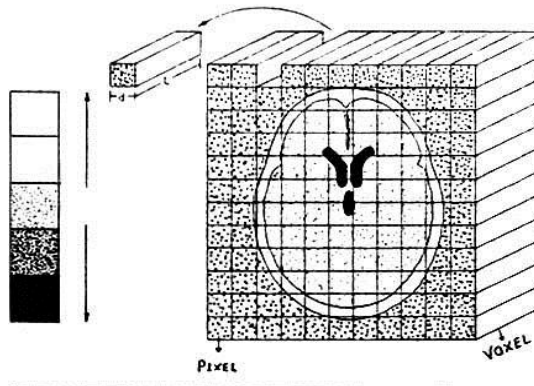


Figura 2.4: Matriz, pixel y vóxel

(BLIGOO. La Historia de la Radiología.[s.a.] [ref. 5 de Febrero de 2013]

Fuente: <http://radiologia.bligoo.es/la-historia-de-la-radiologia#.URGbBqXWjOc>

El número de píxeles viene dado por las dimensiones de la matriz es decir: una matriz de 256 x 256 tendrá 65536 píxeles; además, su superficie está en función del tamaño de dicha matriz y del área de la imagen escaneada (FOV) éste último aspecto, puede ser establecida desde la sala de mando. Otro punto importante es que a mayor cantidad de píxeles una mayor resolución tendrá la imagen o sea, una mejor calidad.

A cada pixel se le asigna un número que representa la media aritmética de todos los coeficientes de atenuación que se encuentran en el vóxel, éste promedio también nos muestra una vista 2D de todas las densidades encerradas en ese espacio debido a que la pantalla sólo se puede mostrar una imagen en dos dimensiones.

Debido a que cada pixel representa un coeficiente de atenuación de cada porción de la imagen escaneada, éste está directamente relacionado con el ancho del corte. Este espacio encerrado en un vóxel, puede excluir, incluir total o parcialmente alguna estructura interna del cuerpo modificando el valor de la media aritmética de atenuación; y obteniendo un cambio significativo en la representación de la imagen así la zona

estudiada sea la misma. Por eso, a un menor ancho de corte también se obtendrá una mejor resolución, ya que se aproximará el valor del coeficiente al deseado o real. Con ésta observación muy interesante, el radiólogo debe ser capaz de establecer el ancho del corte para la zona exacta que se quiere estudiar.

Una vez que la matriz tiene copado todos sus espacios con los coeficientes, se procede a calcularlos mediante métodos o técnicas de reconstrucción como el método iterativo (el primero en aparecer y actualmente en desuso), los métodos analíticos (usando transformadas de Random y Fourier) y uno de los más usados llamado retroproyección (*back projection*) filtrada que aplica matemáticamente, un filtro pasa alto (*kernel*) a cada proyección obtenida por medio de una convolución luego, suma éstas proyecciones filtradas para conseguir una sola matriz con los valores de todos los coeficientes que conforman la imagen. La utilización de éste filtro, mejora la calidad y detalle de una imagen borrosa que se obtuviera sí solo usara la retroproyección. Empleando uno de estos métodos, se obtienen los valores de los coeficientes de la matriz listos para ser convertidos en una imagen real en escala de grises.

2.2.4 Unidades de hounsfield y escala de grises

Una vez que se hayan obtenido todos los valores de los coeficientes establecidos en la matriz, se los tienen que convertir a una escala de grises ya que los valores numéricos como tales, no tienen una finalidad de diagnóstico y peor aún, no pueden ser interpretados al momento de mostrarlos o visualizarlos en la pantalla; por ello, para observar la imagen como tal, se emplean las unidades de Hounsfield (HU) o números CT.

Estos números permiten reemplazar los valores de los coeficientes de la matriz en una gama de grises correspondiente a cada estructura interna del cuerpo, para esto; se utiliza una fórmula que toma como patrón la densidad del agua ya que la gran parte del organismo del ser humano está constituido de éste líquido. Éste parámetro, sirve como patrón o base para una escala relativa o referencial en la cual se basan los tomógrafos

para reconstruir la imagen, ya que cada equipo usa diferentes niveles de radiación según el criterio del radiólogo o las dosis predeterminadas de fábrica para cada zona del cuerpo. Los números CT se pueden obtener por medio de la fórmula [2.d]:

$$\text{Número CT o HU} = \frac{\mu_{\text{Tejido}} - \mu_{\text{Agua}}}{\mu_{\text{Agua}}} * 1000$$

Ecuación. 2. d: Unidades de Hounsfield

(GEIDO, Daniel. Tomografía Computada NIB Facultades de Medicina e Ingeniería 2009.pág 14) [ref. 22 de Enero de 2013]

Fuente: <http://www.nib.fmed.edu.uy/imagemed/IMAGMED%202009/Diapositivas/Clase%20CT%20Daniel%20Geido%202009.pdf>

Donde μ del tejido corresponde al coeficiente de atenuación de cada pixel hallado en la matriz y el μ del agua al coeficiente patrón o base.

El rango de ésta escala va desde -1000 hasta 1000, donde el extremo superior se lo representa con el color blanco debido a que la radiación no traspasó o fue absorbida del todo; la estructura más densa que se puede encontrar dentro del cuerpo con esta característica es el hueso (debido a su composición rica en minerales). En cambio, en el extremo negativo; se encuentra un elemento que deja pasar la radiación en una gran porcentaje, éste elemento es el aire y se lo representa con el color negro. Por último, como la referencia de la escala es el agua, ésta adquiere un valor neutral de 0. En la siguiente tabla se muestra la escala de grises con algunos órganos del cuerpo de acuerdo a su número CT. En la figura [2.5] se muestra la escala de grises.

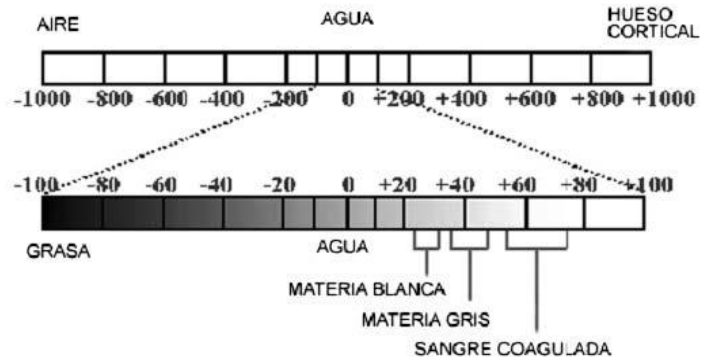


Figura 2.5: Escala y unidades de hounsfield.

(MÓDULO TÉCNICA RADIOLOGÍA. La Escala de Hounsfield. 2012) [ref. 5 de Febrero de 2013]

Fuente: <http://modulotecguana.blogspot.com/2012/08/la-escala-de-hounsfield.html>

Cabe aclarar que pueden existir unidades HU superiores a 1000 en la escala, como por ejemplo: valores iguales o superiores a 2000, éstas magnitudes, corresponden a distintas densidades de diversos metales que pueden estar ubicados dentro del organismo para ser usados como prótesis, placas, aparatos auxiliares, etc. Al final, con la asignación de una gran gama de tonos grises a cada coeficiente de atenuación (μ), se obtiene por fin la imagen del corte realizado al paciente.

2.2.5 Window y level (Ventana y Nivel)

El ojo humano sólo alcanza a distinguir un promedio de 25 tonos en gris, éste aspecto se vuelve un problema ya que en la matriz, la imagen no podrá ser distinguida, correctamente apreciada o prácticamente, sólo se vería un contraste intenso de blanco, negro y gris; esto sucede debido a la gran cantidad de tonalidades que están presentes dentro la escala de Hounsfield y que son asignados a cada pixel según su μ .

Para solucionar éste problema, se hace necesario introducir los conceptos de *window* y *level*; los cuales, son parámetros que permiten concentrarse en un rango determinado de la escala para así, poder obtener una resolución óptima o específica de cada parte del organismo que se está estudiando.

2.2.5.1 Ventana (window)

El concepto de ventana se entiende como el rango o sub escala en la que se enfoca un fragmento detallado de toda la escala de Hounsfield, la reduce a niveles que el ojo humano puede distinguir ayudando a una mejor diferenciación entre estructuras presentes en estos nuevos límites. Su magnitud siempre es un valor absoluto indistintamente del lugar de donde se encuentre ubicada, parte positiva o negativa, dentro de la escala.

En los tomógrafos convencionales, cada pixel tiene una intensidad de brillo representado en 8 bits, por lo que a ésta subescala se la asigna 256 tonos de grises cuyo límite inferior es para los tejidos de baja densidad (más oscuros) que son asignados con el color negro, hasta el límite superior que corresponden a los tejidos más densos o sea, los más claros cercanos al color blanco. Cabe mencionar que todo lo que esté por encima del límite superior de la ventana, será mostrado como blanco y lo que se encuentre por debajo del margen inferior, será mostrado como negro generalizando indistintamente con éstos colores, todos los tejidos y órganos que estén fuera del rango.

Se pudiera mal interpretar que el ancho de la ventana fuese siempre constante de 256, pero no es así, ya que el valor de la ventana es dinámico por ende si el tamaño de la ventana es mayor a éste número, se lo divide para 256 tonos y si éste baja por ejemplo: un ancho de 100, la resolución adquiriría ese valor y habría 100 tonos en vez de 256.

Una gran ventaja de la ventana es que permite distinguir formas o estructuras anatómicas dentro de un pequeño rango, de lo contrario; el ojo humano observaría lo mismo, generando una confusión entre diversos tejidos agrupándolos en un sólo tono de gris, esto sería desastroso ya que el médico no pudiera analizar la imagen ni diagnosticar para tratar una posible patología.

Otro aspecto interesante que se debe tomar en cuenta es cuando se tiene una ventana grande, ya que ésta permitiría una visión amplia pero a su vez, tendríamos poco detalle y contraste es decir, una poca diferenciación entre estructuras. En cambio, con una ventana pequeña, se pudiera concentrar el análisis en puntos específicos de una zona determinada ya que la visión detallada de la estructuras del cuerpo sería mejor, pero hasta un cierto límite porque después como en toda imagen, si se acerca a valores muy pequeños, ésta pudiera llegar a distorsionarse y no verse claramente [Figura 2.5].

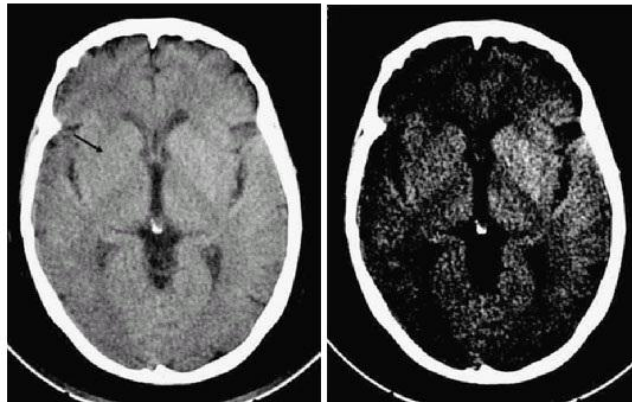


Figura 2.5: Corte axial con diferentes valores de ventana.

(MEDICINA INTENSIVA. Manejo inicial del ictus isquémico agudo. 2008) [ref. 5 de Febrero 2013]

Fuente: <http://www.medintensiva.org/es/manejo-inicial-del-ictus-isquemico/articulo/S0210569108757206/>

2.2.5.2 Nivel (Level)

Es la altura a la que encuentra la ventana dentro del rango de Hounsfield; además, es el valor central de la ventana la cual puede tener valores positivos o negativos por ejemplo: un nivel promedio de 45 HU para visualizar el corazón, un nivel de 30 HU más o menos para el páncreas, etc.

Cuando se establece éste parámetro, la imagen se la verá más clara u opaca dependiendo del lugar donde se lo ponga dentro de la escala Hounsfield además, permite enfocar un órgano o tejido específico, de la imagen, para darle un mayor realce. Cuando se centra en valores negativos quiere decir que va a buscar estructuras poco densas como los tejidos adiposos, pulmones entre otros, en cambio si sitúa el *level* en los valores positivos, es porque quiere concentrarse en órganos más definidos o concisos como cerebro, hígado, riñones hasta llegar a la estructura ósea. Por esto el radiólogo debe “jugar” con éste parámetro para definir la zona exacta que quiere visualizar.

2.2.6 Almacenamiento (*storage*)

Otra parte fundamental dentro de un tomógrafo es el almacenamiento de las imágenes el cual, está formado principalmente por varios discos de almacenamiento que permiten guardar estas imágenes procesadas además de los datos crudos (*Raw Data*). Para guardar dichas imágenes, se debe considerar el tamaño y pixelaje de las mismas ya que al tener una mejor resolución, se harán más pesadas y por ende, ocuparán un mayor espacio en la memoria limitando así la capacidad de almacenamiento.

También, existen dispositivos externos que nos permiten almacenar o respaldar las imágenes para en un futuro, si se necesitaran, poder recuperarlas y así observar el avance o evolución del paciente ante una enfermedad; contrastando las nuevas tomografías realizadas con las guardadas. Estos dispositivos extraíbles pueden ser

casetes, cintas magnéticas (éstas dos ya en desuso), discos ópticos (CDs o DVDs), memorias auxiliares y actualmente, se puede almacenar en sistemas PACS (Sistema de Comunicación y Archivo de Imágenes) que son básicamente servidores conectados en red que permiten almacenar y descargar la información cuando se la necesite, haciendo que sea más eficiente y útil la obtención del historial de imágenes del paciente, desde un solo punto a varias terminales.

Todas las imágenes al ser almacenadas dentro de estos elementos, deben cumplir con un estándar o formato llamado DICOM (*Digital Imaging Communication in Medicine*), es un formato, reconocible por su extensión .dcm, de alta calidad que agrupa tanto las imágenes como la información del paciente en un solo archivo haciéndolo compatible entre equipos de imágenes; siempre y cuando tengan el software que permita visualizar y manejar dicho formato.

Por último, debido a la reducción de espacio en los discos por las imágenes, se hace necesario, dependiendo del caso, comprimirlas para ahorrar dicho espacio, pero vale aclarar que se puede correr el riesgo de perder calidad de la imagen al hacerlo, por eso; se debe ver si la imagen no cuenta con una vista detallada del área de estudio, si esto es así, no es recomendable comprimirla ya que se puede perder información (zonas del cuerpo o posibles patologías) que pueden influir en un diagnóstico futuro.

2.3 Sala de Mando o control

Es un espacio físico ubicado junto a la sala donde se encuentra el tomógrafo con una ventana amplia y aislada con plomo que permite al especialista manejar el movimiento de la camilla, controlar el tomógrafo y visualizar el desarrollo de la exploración del paciente. En la [Figura 2.6] se muestra una sala de control estándar.



Figura 2.6: Sala de control.

(CENTRO AKTIS. TAC.[s.a.]) [ref. 5 de Febrero 2013] **Fuente:** http://www.centroaktis.it/tac_napoli.php

En él, se encuentra el ordenador principal, el cerebro del tomógrafo, el cual posee el software de manejo y funcionamiento del equipo, éste es entregado por la compañía fabricante o distribuidora e instalado sobre el sistema operativo designado (windows, Linux o propio de la empresa) además, controla las distintas etapas de la adquisición, reconstrucción y almacenamiento local de los datos. Su velocidad de trabajo debe ser rápida y confiable para procesar la gran cantidad de información proveniente del equipo de tomografía entre cada proyección o corte y así resolver, de manera simultánea, el sin número de operaciones matemáticas, algoritmos, ecuaciones, etc. que se emplean en la reconstrucción y visualización de la imagen. Todos estos factores de alta eficiencia hacen que el costo del ordenador sea significativo. En la actualidad todos los procesos para obtener varias imágenes, tardan pocos segundos para ser completados en comparación de las horas que demoraban los computadores antiguos en reconstruir una sola imagen.

Con las imágenes reconstruidas, el software permite algunas modificaciones como:

- Qué estas puedan ser reducidas, rotadas, movidas y ampliadas en zonas específicas.
- Permite, uniendo varios cortes axiales, realizar reconstrucciones tridimensionales (3D), formando así una vista completa de un órgano o volumen deseado.
- También nos da la posibilidad de generar vistas coronales y sagitales de la zona estudiada.
- Los parámetros de ventana y nivel, pueden ser establecidos al gusto del radiólogo para tener un mejor contraste y brillo de las diferentes zonas del cuerpo haciendo de esta manera, más efectivo el estudio.
- Teniendo la imagen de la manera deseada, se puede imprimir o almacenar si es necesario.
- Ya con las imágenes adquiridas, la permanencia del paciente en el tomógrafo ya no es necesaria ahorrándole tiempo, evitándole molestias como por ejemplo: permanecer quieto, etc.

En la mesa de trabajo del especialista o técnico, existen controles o periféricos (teclado, pantallas interactivas o táctiles en algunos modelos, mouse, botones, etc.) que permiten la interacción y operación del software, el encendido o apagado del tomógrafo, el manejo del gantry, el posicionamiento de la camilla, visualización y tratamiento de la imagen en la pantalla; el ingreso de los parámetros para la exploración como la dosis (mAs), el voltaje a aplicarse (Kv), el FOV, el ancho del corte, los valores de ventana-nivel, etc.

Asimismo, consta de una o varias pantallas que deben estar en óptimas condiciones y contar con una buena calidad de proyección para visualizar la imagen y así el médico o radiólogo, pueda distinguir con mayor claridad las partes de la imagen [Figura 2.6]. En éstas pantallas además del corte realizado, se pueden observar los parámetros de exploración empleados para generar la imagen, el tiempo al que estuvo expuesto el paciente a la radiación, la fecha y hora del estudio.

Para finalizar, el cuarto de mando también cuenta con sistemas de impresión o revelado para las imágenes; estos dispositivos generalmente pueden ser de dos tipos. El primero, es el sistema tradicional basado en películas con emulsión llamado multiformato, éste puede revelar varios cortes axiales en miniatura dentro de la misma impresión (12 por lo general) [Figura 2.7] y el segundo, está construido con tecnología láser que imprime con mejor calidad que el anterior pero es más costoso.

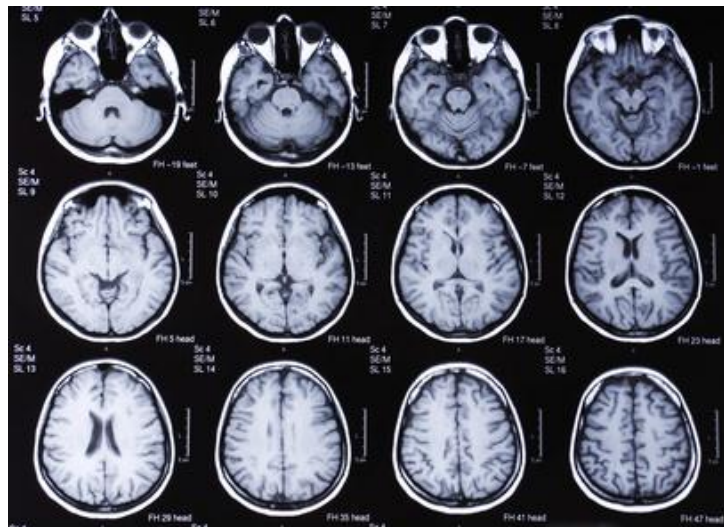


Figura 2.7: Película revelada mediante impresión multiformato.

(CENTRO AKTIS. TAC.[s.a.]) [ref. 5 de Febrero 2013] **Fuente:** http://www.centroaktis.it/tac_napoli.php

CAPÍTULO III

EVOLUCIÓN DE LOS TOMÓGRAFOS VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA TAC

3.1 Evolución de los tomógrafos

Cuando se habla de evolución en los tomógrafos, se puede decir que se trata de cómo estos fueron mejorando en su fabricación y procesamiento, desde la primera que se construyó en los años 70 hasta la tercera y cuarta generación que se usan actualmente en la mayoría de centros hospitalarios o clínicas particulares. Cabe mencionar que la quinta y última generación como tal, no obtuvo la demanda y éxito deseado por lo que no son muy comerciales.

3.1.1 Primera generación

Eran equipos contruidos con un solo detector en vez de una matriz de ellos, eran grandes, robustos y pesados que estaban orientados, en su mayoría, al estudio de la zona craneal ya que sus alcances o capacidades de análisis, no permitían explorar órganos vitales o tejidos localizados en otras partes del cuerpo como en la caja torácica, zona abdominal, etc. La primera marca que empezó a fabricarlos fue la empresa EMI a inicios de los años 70.

Una de las características fundamentales de los tomógrafos de esta generación, era que realizaban dos movimientos llamados traslación y rotación para la exploración del paciente. El primero, consistía en el desplazamiento lateral del conjunto tubo-detector a lo ancho del paciente cada vez que se emitía un haz de rayos X paralelo y colimado, éste proceso se repetía 60 veces hasta completar una proyección y de esta forma;

barrían el área del corte que se estaba analizado. Luego en el segundo movimiento, el tubo y el detector giraban aproximadamente un grado empezando nuevamente el barrido paralelo de traslación para la nueva proyección hasta completar los 180°. Como se necesitaba de al menos 180 proyecciones para obtener la imagen del corte, no se generaba una vuelta completa sino sólo la mitad. A continuación en la figura 3.1 se muestran los movimientos del tubo y detector de ésta generación.

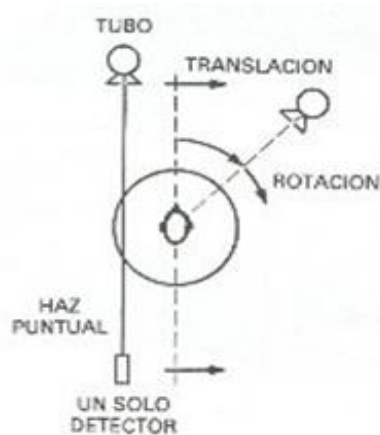


Figura 3.1: Movimientos del tubo y detector en 1ra generación.

(TSID.net. TC Fundamentos. [s.a.]) [ref. 24 de Febrero de 2013]

Fuente: <http://www.tsid.net/tac/fundamentos.htm>

La baja y mala calidad de los rayos X generados hacía que la imagen se viera muy afectada, los algoritmos de transformación no eran tan precisos como los actuales además; por otro lado, el tamaño de la matriz también influía en el pixelaje ya que inicialmente su tamaño era de 80 x 80 por ende, su resolución era muy escasa y no se apreciaba bien los detalles de dicha imagen y por último, por más que se mantuvieran quietos los pacientes; al más leve movimiento, se generaban artefactos que hacían a la imagen borrosa.

El ancho del corte o grosor era grande y éste parámetro, no podía ser establecido con facilidad ya que no contaba con un buen sistema de colimadores. Además, la exploración de la zona analizada era prolongada con lo que el paciente era sometido a

cantidades o dosis de radiación elevadas para poder obtener imágenes con una calidad más o menos deseada.

Se hacía un uso ineficiente de la radiación porque se la emitía de manera continua y no pulsátil es decir, desde que el tubo generaba por primera vez un haz de rayos X; lo seguía haciendo hasta finalizar el corte. Con esto, al no poseer intervalos de tiempo entre cada proyección para descansar, reducía su vida útil; por eso, debía contar con un buen sistema de refrigeración para enfriar y disipar las grandes unidades caloríficas que se generaban en su interior.

Todo el proceso desde de la exploración del paciente, pasando por reconstrucción de la imagen y hasta llegar a la visualización de la misma en el monitor; tardaba un tiempo muy largo entre 4 y 5 minutos, debido a las limitaciones tecnológicas de aquella época como: la velocidad y capacidad de procesamiento de datos simultáneos, los lenguajes de programación y sus interfaces o periféricos de comunicación. Además el almacenamiento de las imágenes era escaso o casi nulo debido a que se lo hacía en tarjetas perforadas.

3.1.2 Segunda generación

En esta generación se empezó a implementar varios detectores dispuestos en un arreglo horizontal [Figura 3.2] que variaban entre 8 y 35 (dependiendo del fabricante), a comparación del único que existía en los primeros tomógrafos. Debido al incremento de estos receptores, el haz de rayos se dirigía en forma de abanico y ya no de manera paralela con un ángulo de apertura que podía ir de 5 a 12 grados.

Igual que en la generación pasada, el bloque de tubo-detectores realizaba los dos movimientos de traslación y rotación [Figura 3.2] pero la diferencia radicaba que al tener mayor número de detectores los movimientos de traslación se redujeron considerablemente y se amplió el espacio de exploración cubriendo así una mayor

área del paciente. Además, el ángulo de rotación se aumentó notablemente haciendo que se necesitaran menos rotaciones con un mayor barrido o escaneo del cuerpo en una corte.

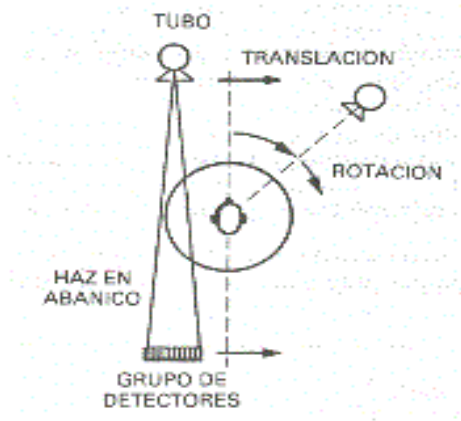


Figura 3.2: Movimientos del tubo y detectores en 2da generación.

(TSID.net. TC Fundamentos. [s.a.]) [ref. 24 de Febrero de 2013]

Fuente: <http://www.tsid.net/tac/fundamentos.htm>

Con el aumento de los detectores, también se aprovechaba de una mejor manera la radiación pese a que se la seguía emitiendo de manera continua y a su vez, se reducía el tiempo de exposición y de exploración a menos de la mitad a comparación con el primero; éste tiempo variaba dependiendo de la zona a ser explorada por lo que se tenía un valor estimado para cada proyección de 30 segundos.

Aunque más costos que sus antecesores, su tecnología de construcción era más moderno y hacía que la velocidad de procesamiento de los datos fuese más rápida y confiable. También, existía una mejor calidad en la imagen debido a la mayor cantidad de datos recibidos de los detectores y a su matriz más grande que tenía el doble de tamaño que la primera. Por último, una de las limitantes seguía siendo la capacidad de almacenar los datos ya que estos ahora se almacenaban en cintas magnéticas.

3.1.3 Tercera generación

Esta generación apareció a inicios de la década de los 80 y desde esa fecha, es una de las más usadas en la actualidad. En nuestro caso, los tomógrafos que pertenecen a ésta generación; son sobre los cuales se habló sobre su principio de funcionamiento y sus principales partes que lo conforman en los capítulos anteriores. Algunas de las marcas más reconocidas que fabrican estos equipos son: General Electric, Toshiba, Siemens y Phillips.

Los detectores pasaron de un arreglo horizontal de pocas unidades, a ser una matriz en forma de banana [Figura 3.3] con un número significativo que oscila entre 400 y 600 aunque en los tomógrafos más nuevos, este número se ha incrementado por encima de los 800. Con el aumento de estos receptores, se eliminó el movimiento de traslación haciendo que sólo el tubo y la matriz, roten simultáneamente alrededor del paciente generando una escaneo de 360° [Figura 3.3] y ya no de media vuelta como en las generaciones anteriores.

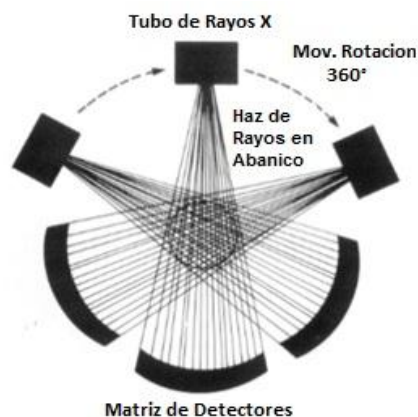


Figura 3.3: Tubo y matriz de detectores en 3ra generación.

(BAÑUELOS RADIOLOGOS. Tomografía Multicorte.[s.a.] [ref. 24 de Febrero de 2013]

Fuente: <http://www.banuelosradiologos.com.mx/Tomografia-Multicorte.htm#>

El tiempo de exploración y exposición a la radiación se redujo considerablemente debido a que el haz de rayos X, tiene la forma de abanico igual que él los tomógrafos de la generación anterior pero; con la diferencia que se tiene un mayor ángulo de apertura que varía entre 35° y 60° cubriendo así todo el área de exploración del paciente. Esta radiación puede ser emitida de manera continua o pulsada tendiendo con esta última característica, intervalos que el tubo los utiliza para enfriarse aumentando así su vida útil para aprovechar de una manera más eficiente la radiación.

Un aspecto importante que se debe considerar es la implementación del colimador post-paciente que ayuda a definir en cierta manera, el grosor del corte que puede ser muy delgado. Con el uso de éste colimador y el mejoramiento de los otros ubicados a la salida del tubo, se obtiene un mejor haz de rayos X el cual se concentra sólo en la zona de los detectores habilitados para la recepción, reduciendo así considerablemente la radiación dispersa que puede ocasionar defectos en la reconstrucción de la imagen.

Por otro lado, existe una calidad en la imagen muy superior con respecto a las dos generaciones anteriores debido al incremento de tamaño de la matriz que paso de 256×256 a valores de 512×512 o superiores. También, la velocidad de procesamiento de la información y las nuevas técnicas de reconstrucción, permiten obtener éstas imágenes en pocos segundos de manera muy rápida con mejores detalles y una mejor resolución.

Los equipos de ésta generación, pueden realizar el estudio no sólo del cráneo como en la primera generación de tomógrafos, sino de todo el cuerpo del ser humano ayudado con líquidos de contraste para zonas que lo requieran. Por último, una de las desventajas de esta generación es que al presentarse una falla de un detector o varios de la matriz, estos pueden ocasionar artefactos en la imagen en forma de anillos.

3.1.4 Cuarta generación

La gran diferencia con la tercera generación es la ubicación de una gran cantidad de detectores, alrededor de 2400 a 4000, en un *gantry* más grande; estos no se encuentran agrupados en una sola matriz sino que se sitúan de forma fija en todo su contorno; de esta manera el tubo de rayos X, es el único elemento que se rota emitiendo la radiación de manera continua o pulsátil. Esta característica de construcción, puede ser una ventaja ya que se puede alcanzar mayores velocidades de rotación del tubo tendido así tiempos de exploración más cortos. A continuación en la figura 3.4 se muestra la disposición de los detectores y del tubo en el *gantry*.

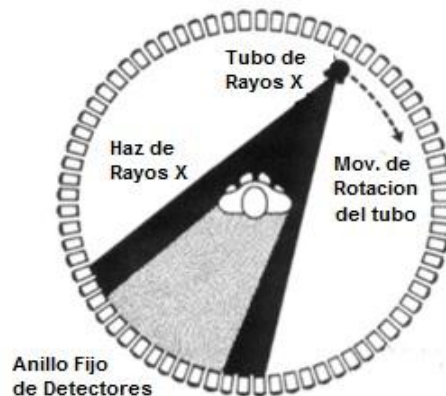


Figura 3.4: Disposición del anillo de detectores y del tubo en 4ta generación.

(BAÑUELOS RADIOLOGOS. Tomografía Multicorte.[s.a.]) [ref. 24 de Febrero de 2013]
Fuente: <http://www.banuelosradiologos.com.mx/Tomografia-Multicorte.htm#>

El tubo emisor, puede estar colocado dentro del círculo de detectores o afuera [Figura 3.5]; ésta última disposición de construcción hace que el anillo de detectores se incline para que el haz de rayos X, llegue hasta los detectores más lejanos del anillo y así no choque con los que se encuentran justo debajo del tubo [Figura 3.5]. Este sistema de inclinación del anillo de detectores, es un sistema mecánico complejo con actuadores y sensores de posicionamiento según la ubicación relativa del tubo; la ventaja de este sistema es que se obtiene una mejor resolución en la imagen.

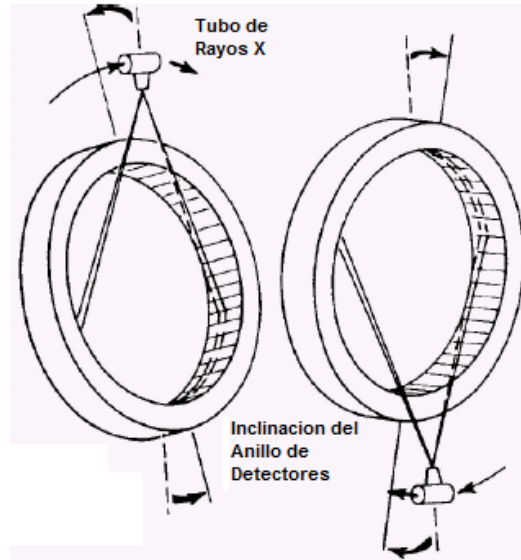


Figura 3.5: Movimiento de inclinación del anillo de detectores.

(DALCAME, Conceptos Tomografía. [s.a.]. pág. 15) [ref. 24 de Febrero de 2013]

Fuente: <http://www.dalcame.com/wdescarga/tomcom.pdf>

Además en esta generación, se eliminan los artefactos en forma de anillos producidos por detectores deficientes pero; aparecen otros en forma de líneas. Por otro lado, no utilizan el colimador post paciente debido a la gran cantidad de detectores ubicados en todo el contorno del *gantry* y también, al no existir ésta rejilla, no se puede suprimir los rayos dispersos; ya que se necesita captar la radiación útil que atravesó al paciente dependiendo de la posición en la que se encuentre el tubo.

Tanto ésta generación como la anterior, tienen características similares como en la calidad de las imágenes por lo que su uso y demanda se mantiene actualmente; aunque con mayor tendencia a los tomógrafos de tercera generación. Por último, su costo es mayor debido a la gran cantidad de detectores usados en todo el *gantry* y al sistema de inclinación del anillo de detectores sí el tubo gira por fuera del mismo. Una de las marcas comerciales que los fabrica es Picker.

3.1.5 Quinta generación

Los tomógrafos que pertenecen a esta generación se los conoce con el nombre de *Electron Beam Tomography EBT* (Tomografía de Haz de Electrones). Su construcción es diferente a la de los tomógrafos de otras generaciones porque no tiene un tubo de rayos X dentro del *gantry*, sino existe en la parte trasera del equipo, una fuente robusta que emite el haz de electrones a través de un dispositivo que los desvía a la parte inferior del *gantry*, dirigiéndolos hacia uno de los cuatro semi-anillos de tungsteno que conforman el ánodo (A B C D), de aquí impactan y generan la radiación que atraviesa al paciente y llega atenuada a un conjunto de detectores fijos ubicados en la parte superior del *gantry* y por último la información es digitalizada por el DAS para reconstruir la imagen posteriormente. Algunas marcas comerciales que los fabrican son General Electric e Imatrón. A continuación en la figura 3.6 se muestra un esquema del tomógrafo de 5ta generación.

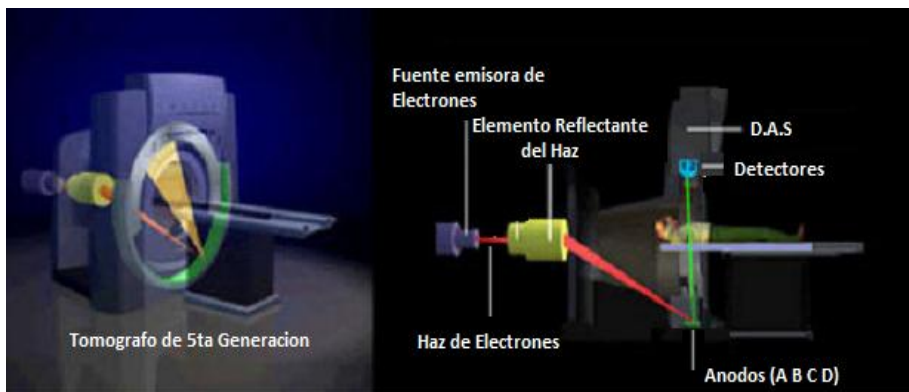


Figura 3.6: Esquema de un tomógrafo de 5ta generación.

(SOURCE SOLUTIONS. Technology. 2007) [consulta 16 de Febrero de 2013]

Fuente: <http://esourcesolutions.com/technology.html>

Estos tomógrafos están orientados o especializados en estudiar u obtener varios cortes detallados del interior del corazón para así obtener información sobre su estado, posibles anomalías como el depósito de calcio que puede tapar o bloquear las arterias coronarias provocando de esta manera, ataques al corazón. Las imágenes deben ser obtenidas durante cada latido debido al constante movimiento de los tejidos del corazón por ende, ésta clase de tomógrafos son ultrarrápidos a comparación de las generaciones anteriores ya que toman un promedio de 17 cortes por segundo.

Ya que la E.B.T se enfoca específicamente en el estudio del miocardio, ésta no tuvo una gran demanda por lo que su éxito no fue el esperado, además, estos tomógrafos a comparación de la tercera y cuarta generación son muy grandes, pesados, más costos y sobre todo, tienen una calidad de imagen inferior con lo que disminuyen aún más su preferencia haciéndolos cada vez menos comerciales y más discontinuados.

3.2 Ventajas y desventajas de la tomografía axial computarizada TAC

Dentro de todo análisis al que es sometido el cuerpo humano cuando se lo explora mediante una técnica basada en imágenes, siempre existirán beneficios y contraindicaciones de carácter médico, económico y tecnológico. A continuación se hablará sobre algunas ventajas y desventajas del uso del equipo de tomografía axial computarizada.

3.2.1 Ventajas de la tomografía axial computarizada

- Es un sistema de diagnóstico no invasivo e indoloro, esto quiere decir que no se requiere introducir algún tipo de instrumento o cuerpo extraño en la anatomía del sujeto para realizar el estudio, haciendo que el paciente no presente molestias mientras es analizado.

- Es una técnica rápida y efectiva ya que nos muestra los resultados de manera confiable en tiempo real o en su defecto, en pocos segundos mientras se sigue realizando la exploración del paciente.
- La TAC permite realizar cortes muy finos de escasos milímetros de espesor para diferenciar con mayor exactitud, la estructura interna del cuerpo y detectar tempranamente; posibles anomalías muy pequeñas permitiendo así al médico o especialista tratante, usarla como una gran herramienta de apoyo al momento de analizar estos resultados y base a sus conclusiones, emitir un diagnóstico oportuno.
- Ayuda al médico a visualizar y encontrar posibles daños o lesiones en diferentes estructuras internas del cuerpo como órganos vitales y el sistema óseo. Esto permite concentrarse en el problema y dedicarse a tratarlo ahorrando de esta forma, tiempo, molestias al paciente, operaciones exploratorias y biopsias.
- En caso de requerir una intervención quirúrgica para el sujeto, las imágenes obtenidas por el tomógrafo, ayudan al cirujano a ir directo al punto exacto de la zona a ser intervenida contribuyendo de esta manera, a tratar el problema de una manera más eficiente .
- La TAC permite, además de otros estudios de rigor, controlar los avances en tratamientos de radiación contra enfermedades cancerígenas como tumores. Esto se consigue comparando el progreso del paciente mediante la visualización de las imágenes nuevas con las almacenadas.
- A comparación de la radiología convencional que muestra principalmente estructuras óseas, la TAC permite diferenciar la composición interna de las distintas densidades y estructuras de los tejidos que se encuentran dentro de la anatomía humana; a más de verificar sus estados, es decir cómo se encuentran fisiológicamente.

- Ya con las imágenes adquiridas y procesadas, pueden ser manipuladas, ampliadas, reducidas o vistas con detalle; haciendo que la permanencia del paciente en el tomógrafo ya no sea necesaria ahorrándole tiempo y evitándole molestias como el permanecer quieto en la camilla durante el escaneo.
- No importa si el paciente cuenta con algunos tipos de implantes, aparatos auxiliares como marcapasos, prótesis, instrumentos metálicos, etc. la tomografía puede ser realizada sin ningún problema, teniendo siempre en cuenta las indicaciones del médico.
- Por último, cumpliendo con las normas de seguridad determinadas, estos equipos de tomografía son sistemas confiables y seguros para su utilización permitiendo así, un gran avance para el estudio y diagnóstico de enfermedades en el cuerpo del ser humano.

3.2.2 Desventajas de la T.A.C

- Una de las principales desventajas es que su funcionamiento se basa en radiaciones electromagnéticas ionizantes en el orden de los rayos X; si bien la intensidad y el tiempo de exposición del paciente depende de la zona a ser analizada, del número de cortes a realizarse y del modelo-potencia del tubo del tomógrafo con el cual se efectúa el estudio, existe la posibilidad de que se genere alteraciones en el cuerpo humano a nivel celular si se lo exponen a tiempos largos y dosis elevadas de radiación. Por esta razón, éste estudio se lo debe hacer sólo cuando se lo requiera es decir, ante la sospecha de alguna posible patología o anomalía y no por un chequeo de rutina.
- El uso de la TAC debe tener una atención especial a niños de edades tempranas o neonatos debido a su anatomía delicada y frágil, ésta condición hace que sean más sensibles a los rayos X que una persona adulta, por ende, se deben aplicar dosis lo más baja posible. En cambio, se debe restringir el estudio a mujeres en estado de gestación avanzada o temprana ya que la radiación puede afectar el desarrollo del feto pudiendo generar malformaciones.

- La administración de un líquido de contraste, generalmente yodo, por vía intravenosa u oral durante un estudio de tomografía contrastada o angiografía, ayuda a visualizar de mejor manera un vaso, órgano o tejido de la zona explorada, pero ésta sustancia; puede presentar en algunos pacientes, reacciones adversas leves como náuseas, mareos, sabor amargo de boca, entre otros pero en algunos casos especiales, se puede producir alergias o contraindicaciones graves; ante esto, se debe buscar sustancias que no provoquen malestares al paciente y en peores de los casos, si el líquido no puede ser suministrado, el estudio no se hará de manera eficaz o deseada.
- Durante el estudio, el paciente debe permanecer quieto ya que al producirse un movimiento brusco, la imagen podría salir defectuosa, con artefactos y borrosa en especial si la zona escaneada es la torácica o abdominal. Si esto sucede, el proceso tendría que repetirse nuevamente exponiendo otra vez al sujeto a una dosis de radiación.
- No se pueden obtener imágenes sagitales y coronales durante la exploración del paciente como en una resonancia magnética; para poder reconstruir estas vistas, se necesita que toda la información haya sido recopilada y procesada primero.
- No todos los tejidos del cuerpo tienen la misma estructura o composición, por ende, no pueden ser visualizadas con el detalle o resolución deseada; en especial los tejidos blandos localizados en las articulaciones o en zonas puntuales del cerebro. Ante estos casos específicos, es mejor que el paciente se realice un estudio mediante la Resonancia Magnética.
- Las personas que tengan trastornos psicológicos como la claustrofobia, o que presenten alguna condición física que no cumpla con las especificaciones de tamaño, diámetro y peso de la camilla y *gantry*, no podrán realizarse el estudio de tomografía.

- Por último, el equipo de tomografía y la adecuación del lugar para el uso del mismo, tienen un valor económico considerable con lo que no lo hace accesible para ser adquirido con facilidad, por esta razón éstos aparatos son destinados para grupos empresariales, instituciones públicas o privadas como hospitales o clínicas que según sea el caso, dependerá de la inversión a realizarse, del aspecto social y de la demanda para el uso de esta tecnología.

CAPÍTULO IV

SEGURIDAD Y AVANCES DE LA T.A.C

En este último capítulo se tratará de manera general la tendencia que la TAC tiene con su principal avance tecnológico que es la Tomografía Helicoidal que apareció a finales de la década de los 90 y la Helicoidal Multicorte. También, se hablará de manera general sobre algunas consideraciones que se deben tener para la adecuación de la sala de tomografía y para la protección contra la radiación de los pacientes y los especialistas que operen el equipo.

4.1 Tomografía helicoidal

La tomografía helicoidal es un gran avance de la tomografía axial computarizada ya que basa su arquitectura de construcción en los equipos de tercera generación para realizar el escaneo del paciente. La diferencia radica en que el movimiento que tiene la camilla mientras avanza hacia el interior del *gantry* y el conjunto tubo-matriz de detectores mientras se realiza el estudio, es ininterrumpido es decir, tanto el tubo como la mesa del paciente se encuentran en constante movimiento hasta terminar con la exploración. A continuación, en la [Figura 4.1] se muestra la imagen de un tomógrafo helicoidal.

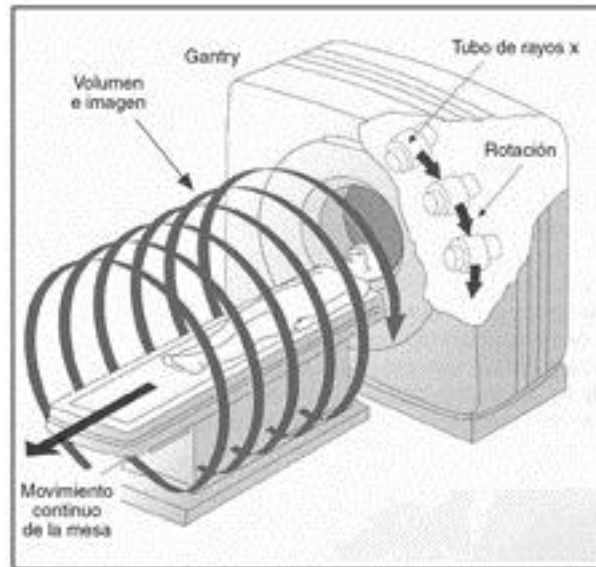


Figura 4.1: Esquema básico de un tomógrafo helicoidal.

(MODULO DE TECNICA RADIOLOGICA 1. Generaciones De TAC.2012) [ref. 18 de Marzo de 2013]

Fuente: <http://g2scmtr1.blogspot.com/2012/08/generaciones-de-tac.html>

En estos equipos, debido al movimiento continuo que efectúan los elementos de exploración, la forma en la que se van adquiriendo los datos es en espiral o hélice y no de rodajas como en los tomógrafos tradicionales. Para poder generar los cortes axiales tradicionales que se observan en las pantallas de la sala de control, se realizan procesos de reconstrucción mediante uno de los métodos de interpolación llamados *Slim* y *Wide*, los cuales calculan u obtienen los datos ausentes que no pudieron ser adquiridos por los espacios dejados entre cada espira. En la [Figura 4.2], se observa el movimiento en espiral que se produce mientras avanza la camilla y gira el tubo de Rx.

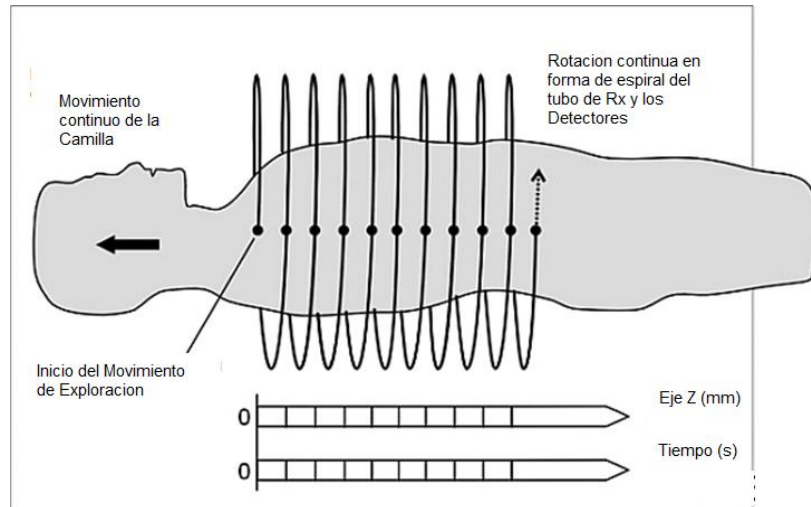


Figura 4.2: Ilustración de movimiento en espiral que se produce en la tomografía helicoidal.

Fuente: CURESES, Daniel. Principios de la Tomografía Axial Computada. Universidad de Buenos Aires. Argentina. Octubre del 2012.

Los tomógrafos helicoidales, permiten explorar y procesar grandes volúmenes del cuerpo humano, sin dejar espacios entre cada corte como los que se producen en los tomógrafos secuenciales; teniendo así una gran cantidad de información que será utilizada para reconstruir los cortes axiales, coronales o sagitales que se requieran. Además, permiten obtener una mejor calidad de imágenes especialmente en la zona torácica ya que minimiza los artefactos producidos por los movimientos involuntarios de respiración del paciente. Brindan una mejor resolución y detalle en la imagen, y por último tienen una mejor reconstrucción tridimensional que los tomógrafos axiales.

Por último, este tipo de tomógrafos deben contar con un tubo de rayos X que posea un buen sistema de refrigeración y disipación de calor a más de su propia capacidad de soportar grandes unidades caloríficas; ya que trabajan sin intervalos de descanso, emitiendo así la radiación de manera continua durante todo el proceso de exploración del paciente hasta que este culmine. También, debido a la adquisición de grandes conjuntos de datos, estos equipos deben contar con un gran sistema de almacenamiento y procesamiento de la información.

4.1.1 *Pitch*

En la tomografía helicoidal, existe un parámetro fundamental que determina el espacio de separación que se genera entre cada espira mientras el tubo rota a una gran velocidad y la camilla avanza a una velocidad constante; este factor se le conoce con el nombre de *Pitch* en inglés y es una magnitud que viene dada por la relación entre el avance de la camilla en milímetros en cada rotación de 360°, sobre el grosor del corte también en milímetros. En la Formula [4.1.1] se muestra la relación del *Pitch*.

$$Pitch = \frac{\text{Avance de la camilla por cada rotacion del tubo (mm)}}{\text{Grosor del Corte (mm)}}$$

Ecuación 4.1.1: Relación del *pitch*.

(LA TOMOGRAFÍA HELICOIDAL MULTICORTE EN NEURORADIOLOGÍA [s.a.] pág23) [ref. 6 de Marzo de 2013]

Fuente: https://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=15&cad=rja&ved=0CHsQFjAO&url=http%3A%2F%2Fseram2010.com%2Fmodules%2Fposters%2Ffiles%2Ffla_tomografa_helicoidal_multicorte_en_neuro_definitivo.ppt&ei=tmY3UaadPIHI9gTdiIGYBw&usg=AFQjCNECIYAe0Jd4_ZoIPvq040eJBjQ2vA&bvm=bv.43287494,d.eWU

Básicamente se toman como referencia tres valores de *pitch*. El primero, cuando el avance de la camilla y el grosor del corte tienen el mismo valor, el factor será igual a 1; esto quiere decir que las espirales se generarán sin espacios explorando así todo el volumen. En el segundo caso, si la relación es mayor a 1, las espiras se expanden dejando espacios sin ser escaneados por lo que se obtendrán imágenes de baja calidad así las espiras cubran una mayor área del paciente. Y la tercera condición es si el factor es menor a 1, las espiras se solaparán entre sí y si cumplirá todo lo contrario a la segunda condición, es decir, se obtendrán imágenes de mejor calidad pero se tendrá una mayor dosis de radiación sobre el paciente con un área de cobertura menor. En la [figura 4.3] se muestran la separación entre espirales debido al valor que adquiere el *pitch*.

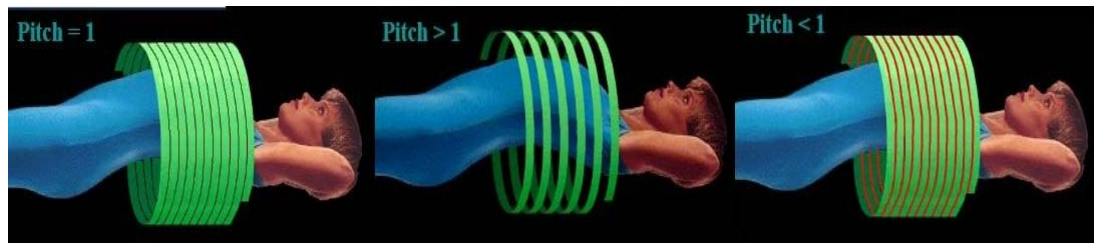


Figura 4.3: Separación entre espirales variando el valor del *Pitch*.

(TAC. Tipos De Estudios Empleando Slipring. [s.a.] [ref. 19 de Marzo de 2013]

Fuente: <https://sites.google.com/site/biomedicosa/tiposdeestudioempleandoslipring>.

4.1.2 Tomografía helicoidal multicorte

En la actualidad tanto en la tomografía secuencial como en la tomografía helicoidal, existen nuevos equipos que permiten obtener varios cortes simultáneamente, cada vez que el tubo y los detectores realizan una vuelta completa para explorar al paciente. Estos equipos se los conoce con el nombre de tomógrafos multicorte y están contruidos para generar, durante la exploración del cuerpo humano, varios cortes simultáneos muy finos de fracciones de milímetros por cada disparo del tubo mientras rota a una gran velocidad completando así una vuelta en menos de un segundo.

Los tomógrafos helicoidales multicorte presentan dos avances muy significativos tanto en su construcción como en su tecnología para la exploración del paciente. La primera característica se basa en la implementación de varias filas de detectores de las mismas dimensiones una con respecto a la otra o asimétricas (anchos diferentes), esto hace que se efectúen varios cortes a la vez con el mismo haz de rayos; por ende, el paciente está sometido a tiempos menores de exposición a la radiación, pero; por el incremento de estas filas, aumenta la intensidad de rayos X al organismo; es decir que existe una mayor cantidad de dosis a comparación de un tomógrafo mono-corte. Por otro lado; al tener un mayor número de estos arreglos, se incrementa el área de cobertura del paciente.

La segunda característica es la manera de recopilar la información ya que al contar con varios arreglos de detectores, también se debe tener varios canales de adquisición simultáneos para poder convertir la información y así obtener los diversos cortes. Por esto, el número máximo de cortes que el equipo podrá realizar a la vez, estará limitado por el número de canales del DAS, así exista un mayor número de arreglo de detectores que canales o se varíen los grosores de los cortes y del haz de rayos X, en función de los colimadores y los propios detectores. Los equipos multicorte actualmente pueden generar 4, 16, 32 o 64 cortes en cada rotación del tubo.

4.2 Normas y seguridad radiológica

Para poder realizar la instalación de un equipo de imágenes basadas en radiaciones ionizantes una institución pública o privada, deben solicitar los permisos y licencias de operación correspondientes al Ministerio de Electricidad y Energía Renovable, para ello; se deben llenar unos formularios dirigidos a la Dirección de Licenciamiento y Protección Radiológica de la Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares (SCAN), además del CEEA (Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica). También, el Ecuador se basa en las normas internacionales de seguridad atómica de la IAEA (Agencia Internacional de Energía Atómica) para la protección radiológica de los pacientes como la norma IAEATECDOC-1423 también, se encuentra sujeto al cumplimiento de los reglamentos para la adecuación de la sala del equipo de radiología ya sea ésta para un equipo de rayos X, mamografía, tomografía computada, entre otros.

Como el tomógrafo se basa en la radiación X, principalmente lo que se toma como prioridad es el manejo, uso, administración y regulación de esta energía ionizante que se genera durante los estudios con los equipos de imagenología. Por esta razón, se requieren parámetros de protección para los pacientes, los técnicos que laboran en esta área y los alrededores de la sala de exploración. A continuación se hablará de manera general sobre algunas consideraciones que se tienen que tener para la adecuación de la sala de tomografía y la protección de las personas contra la radiación.

4.2.1 Criterios generales para la adecuación de la sala de tomografía

Para la construcción de una sala de tomografía se debe conocer el modelo de tomógrafo que se va a instalar en ese lugar, principalmente su diferencia de potencial entre los electrodos del tubo (Kv) que sirve para acelerar los electrones que al chocar generan la radiación; mientras más alto sea este voltaje que use el equipo, mayor será la penetración de los rayos X. También se debe conocer otros parámetros como su carga horaria de trabajo, su ubicación dentro de la sala, saber que departamentos o áreas médicas rodean al cuarto, etc.

El departamento de imagenología o la zona donde estará tanto la sala de exploración como la de control del tomógrafo deben tener un área por lo menos de 30m² y 12m² respectivamente, además el cuarto de tomografía debe tener una altura mínima de 3m. También deberán ser construidas en la planta baja de los centros médicos y ubicadas en los puntos más lejanos del edificio donde no exista circulación fluida del personal que labore en esa institución o que permita el acceso a otros departamentos de manera arbitraria; además, se recomienda no adecuar estas salas en lugares adyacentes a bodegas de alimentos o farmacias.

Como se sabe a mayor Kv y dosis aplicada, mayor radiación ionizante se tendrá; esto hace que el grosor de las capas de los materiales aislantes para reforzar los muros, el techo y el piso sean más robustos. Por eso, el blindaje de los cuartos es fundamental para evitar que la radiación directa, dispersa o de fuga; salga hacia el exterior y esto a su vez, protege a las personas que laboren en otras áreas, pacientes de otros departamentos médicos y al público en general.

Para determinar el espesor de los materiales que se van a utilizar en la construcción, un técnico especialista calcula estos grosores basándose en la radiación que se va a generar y lo que exista al otro lado de la pared, es decir, el espacio físico que se

encuentre afuera de la sala de tomografía ya que no es lo mismo aislar de la radiación a un corredor donde exista un gran movimiento de personas, que una bodega para almacenar utensilios de limpieza. El revestimiento más utilizado para blindar las salas de tomografía es el plomo el cual viene en láminas o planchas; demás, para la construcción de las paredes, el piso y el techo se usan materiales como el hormigón macizo, el concreto y el ladrillo; todos estos elementos también atenúan en cierta medida los rayos X. A continuación en la tabla [4.a] se muestran los Kilovoltios máximos que se pueden soportar en base al espesor de las láminas de plomo.

Espesor	Largo	Ancho	Voltaje Máx kv (rayos X)
1.0mm	6m	60cm	75
1.5mm	4m	60cm	100
2.0mm	3m	60cm	125
2.5mm	2.5m	60cm	150
3.0mm	2m	60cm	170

Tabla 4.a: Kv Máximos que se pueden soportar según el espesor de Pb.

(METALES JORAL LTDA. Blindaje y Protección. [s.a.] [ref. 19 de Marzo de 2013]

Fuente: http://www.metalesjoral.com/?page_id=89

La puerta de acceso entre la sala del tomógrafo con el cuarto de control y la que comunica hacia los corredores del centro médico, deben tener un ancho mínimo de 1.20m y estar aisladas contra la radiación utilizando metales aislantes en su fabricación además del plomo, esto hace que sus costos sean elevados ya que por ser estructuras móviles, son puntos críticos por los cuales la radiación pudiera salir hacia el exterior. Por otro lado, tanto la pequeña ventana ubicada en la parte superior de la puerta de comunicación entre ambas salas, como la que está en la sala de mando que ayuda al radiólogo a supervisar el estudio de exploración del paciente; tienen que estar aisladas con vidrio plomado o un material similar, sus espesores variarán según los índices de radiación presentes en la sala del tomógrafo.

Las salas deben estar correctamente señalizadas con todas las etiquetas, símbolos normalizados y letreros de seguridad que muestren a los equipos o elementos que están expuestos, contengan o produzcan radiación; también, deben existir indicadores lumínicos que indiquen el momento en el que el equipo se encuentra realizando un estudio (equipo en funcionamiento). Por otro lado, tanto en la sala del tomógrafo como en el cuarto de mandos, se instalan botones de emergencia que sirven para apagar el equipo ante cualquier eventualidad.

Por otra parte, las salas deben contar con UPS (Fuente de Alimentación Ininterrumpida) que permitan proteger los equipos ante un eventual hueco o caída de tensión o corte del suministro; además estos aparatos, deben dar el tiempo necesario para enlazar con las fuentes de energía de reserva o emergencia que el centro hospitalario o de especialización en imágenes debe tener para que los equipos como el tomógrafo, sigan en funcionamiento o en su defecto sean apagados y así evitar daños. Los UPS como tableros eléctricos, armarios o Racks deben estar en un espacio mínimo de 6m^2 con un sistema mantenga la temperatura estable.

Una vez que la construcción de la sala de exploración y control estén terminada, se debe verificar el blindaje en los puntos críticos donde existen conductos para cables que entren o salgan de la sala, empalmes o uniones dentro de las paredes, las esquinas de la sala, las puertas de acceso y la ventana que permite visualizar al paciente y tomógrafo desde la sala de control. Además, se debe verificar el grosor de las capas de plomo, hormigón, acero o de todo material usado para la construcción de la sala y aislamiento de la radiación.

Por último, un inspector del organismo regulador o fiscalizador realiza las mediciones pertinentes para asegurar que los niveles de radiación sean aceptables y que las normas se hayan cumplido una vez que el tomógrafo haya sido ubicado en su sitio y probado con sus valores máximos de radiación. Desde ahí, una vez al año el CEEA o el Ministerio de Electricidad y Energía Renovable realiza estudios para verificar el cumplimiento de los reglamentos o en su defecto, para la renovación de las licencias

de operación del equipo y para el funcionamiento de la institución que los alberga. Además, es obligación de la institución que el manejo y control del equipo sea bajo la responsabilidad de personas calificadas o certificadas con licencia y que el mantenimiento preventivo y la calibración del equipo sea periódica.

4.2.2 Parámetros generales de protección radiológica para técnicos y pacientes

Si bien los índices de radiación dependiendo de la zona a ser estudiada son en dosis controladas y relativamente bajas, también se deben tener consideraciones para reducir en la medida necesaria el haz primario de rayos X para proteger las partes más sensibles del cuerpo humano de los pacientes, más aún si éstas no entran en la exploración. De la misma forma el personal que labora en la sala de control y tomografía debe contar con instrumentos o equipos de protección que eviten la irradiación de los rayos X dispersos o de fuga del tubo.

El radiólogo debe estar al tanto de los riesgos, efectos a largo plazo, las lesiones, etc. que implica trabajar en un ambiente donde se tiene un contacto directo con radiaciones ionizantes. Por eso, a él se le realizan estudios para determinar la dosis absorbida y así determinar si puede seguir laborando con normalidad, si requiere de tratamiento por una exposición prolongada o si se necesita mejorar algunos aspectos de infraestructura de la sala del tomógrafo para recibir menor cantidad de dosis de radiación.

Así el especialista, por lo general, permanece en la sala de control durante el estudio, debe tener condiciones especiales para sus horas de trabajo ya que él no puede estar toda la jornada laboral expuesta a la radiación. Por ende, se le establece turnos de trabajo, no se le permite trabajar horas extras y además, se le deben respetar sus días de descanso los cuales no pueden ser acumulativos ni remunerados económicamente por el grado de riesgo que representa laborar en estas condiciones.

Para el radiólogo existe indumentaria fabricada con plomo y otros materiales especiales que le ayudan a protegerse de las radiaciones como: chalecos y guantes que por lo menos deben contar con 0.25 mm de plomo, además de gafas elaboradas con un material acrílico plomado. En el caso de los pacientes, también existen protectores que se los colocan en las partes del cuerpo que son más sensibles a la radiación como las gónadas que deben estar cubiertos con un blindaje mínimo de 0.5mm de plomo, los ojos, las glándulas mamarias, la tiroides, etc. En la [Figura 4.4] se muestran algunos protectores utilizados para aislar la radiación.



Figura 4.4: Protectores con plomo contra la radiación.

(METALES JORAL LTDA. Blindaje y Protección. [s.a.] [ref. 19 de Marzo de 2013]

Fuente: http://www.metalesjoral.com/?page_id=89

Por último, el uso de la tomografía está muy restringida a las mujeres en lactancia y a niños de edades tempranas o neonatos que debido a su anatomía frágil y delicada, los hacen más sensibles a la radiación a comparación con una persona adulta por ende, se deben aplicar dosis lo más bajas posibles. En cambio, el estudio a mujeres en estado de gestación avanzada o temprana está contra indicada ya que los rayos ionizantes pueden afectar el desarrollo del feto al generar malformaciones o enfermedades congénitas.

CONCLUSIONES

Sin duda alguna la Tomografía Axial Computarizada es una herramienta no invasiva e indolora indispensable para el diagnóstico por imágenes, ayudándole al especialista a distinguir y visualizar detalladamente las distintas estructuras internas del cuerpo del paciente, sin la necesidad de realizar una operación de exploración.

La producción de los rayos X es muy ineficiente ya que sólo el 1% de toda la energía producida es aprovechada y convertida en radiación útil para realizar la exploración, mientras que el 99% se desperdicia en forma de calor.

Los parámetros que influyen en la generación de los rayos X como el tiempo de exposición, la corriente del tubo, la energía de los fotones y la dosis, deben estar claramente definidos para realizar una adecuada exploración ya que si se incrementa la corriente de tubo, se producirá una mayor radiación al paciente; en cambio si se tiene un mayor Kv se podrá penetrar con mayor facilidad al paciente por eso, en general; se utiliza una mayor corriente de tubo con tiempos muy pequeños de exposición, esto dependerá de la anatomía y de la zona a ser analizada del paciente.

Independientemente del material con que se haya fabricado la matriz de detectores que tenga el tomógrafo ya sean estos de gas de xenón o de cristales de centello, deben ser capaces de captar la mayor cantidad de radiación que llegue y tienen que poseer una rápida respuesta de transformación de la radiación X, en señales eléctricas para que puedan ser procesadas y reconstruidas en los cortes axiales.

El tamaño de la matriz como el área de la imagen escaneada (FOV), juegan un papel fundamental en la calidad de la imagen. El primer parámetro, determina la cantidad de pixeles que pueda tener la imagen; por ende, a mayor cantidad de pixeles mayor será la resolución de dicha imagen. En cambio, el FOV establece el tamaño de cada pixel; mientras más pequeño sea éste valor, menor área tendrá el pixel y la resolución de la imagen será mejor, siempre y cuando el tamaño de la matriz se mantenga fija.

Otro aspecto importante, es el grosor que adquiere el vóxel ya que en él está los distintos coeficientes de atenuación que la radiación atravesó por esa parte del cuerpo; por ende este espesor puede excluir, incluir total o parcialmente alguna estructura interna del cuerpo, modificando el valor de la media aritmética de atenuación obteniendo así un cambio significativo en la representación de la imagen así la zona estudiada sea la misma. Por eso, a un menor ancho de corte también se obtendrá una mejor resolución ya que se aproximará el valor del coeficiente al deseado o real.

El *window* es un rango en el que se enfoca en un fragmento detallado de toda la escala de Hounsfield mientras que el *level* es la altura a la que encuentra el *window* dentro de este rango. Estos parámetros ayudan al radiólogo a distinguir formas o estructuras anatómicas dentro de un pequeño rango de grises haciendo que el ojo humano pueda mirar con mejor detalle, tejidos de similar densidad pero que de no ser diferenciados, no se pudiera encontrar y diagnosticar una posible anomalía.

En la tomografía helicoidal básicamente se toman como referencia tres condiciones de *pitch*. La primera, cuando el factor es igual a 1, las espirales se generan sin espacios explorando así todo el volumen. La segunda, cuando la relación es mayor a 1; las espiras se expanden dejando espacios sin ser escaneados por lo que se obtendrán imágenes de baja calidad así se cubra una mayor área del paciente. Y la tercera condición cuando el factor es menor a 1, las espiras se solapan entre sí y obteniendo imágenes de mejor calidad pero con una mayor dosis de radiación sobre el paciente.

En lo que se refiere a los tomógrafos helicoidales multicorte existen dos características muy importantes tanto en su construcción como en su tecnología para la exploración del paciente. La primera es la implementación de varias filas de detectores haciendo que se efectúen varios cortes a la vez, con el mismo haz de rayos, incrementando así la dosis al sujeto a comparación de un tomógrafo mono-corte; y la segunda, es que tiene varios canales de adquisición simultáneos para poder convertir la información y así obtener los diversos cortes.

En la actualidad pese a contar con valores establecidos provenientes de fábrica de dosis, corriente de tubo y Kilovoltios para zonas determinadas del paciente, se debe tener en cuenta una serie de precauciones, protocolos y normas de seguridad reguladas por organismos reguladores para realizar los estudios; por esto, el uso de indumentaria recubierta de plomo es necesaria ya que las personas están expuestas a las radiaciones que pueden, a la larga, afectar su salud.

Por último, los materiales aislantes a la radiación, como el plomo entre otros, utilizados en la construcción de las habitaciones tanto del tomógrafo como de la sala de control, deben cumplir con especificaciones de atenuación o absorción establecidas por las compañías fabricantes y, pasar las pruebas de calidad de las instituciones reguladoras contra la radiación.

BIBLIOGRAFIA

[1]. BAMBARÉN ALATRISTA, Celso y ALATRISTA DE BAMBARÉN, Socorro. Programa Médico Arquitectónico para el Diseño de Hospitales seguros. México. Editores SINCO. [s.a.]. 301 páginas. [en línea]: http://www.dgdif.salud.gob.mx/doc/PROTECCION_CIVIL/HOSPITAL_SEGURO/Programa_Mxdico_Arquitectonico_para_disexo_de_Hospitales_Seguros.pdf [consulta 16 de Marzo de 2013].

[2]. COLECTIVO DE AUTORES. Guía de Gestión e Incorporación de Tecnología - Radiología de Propósitos Generales. Organización Panamericana de la Salud. La Habana-Cuba. Editorial Ciencias Médicas EcMed. 2009. 67 páginas. [en línea]: <http://new.paho.org/hq/dmdocuments/2010/RADIOLOGIA%20DE%20PROPOSITOS%20GENERALES.pdf> [consulta 15 de Marzo de 2013].

[3]. CONSEJO SUPREMO DE GOBIERNO. Reglamento de Seguridad Radiológica. Publicado mediante Decreto Ejecutivo N° 3640, Registro Oficial N° 891. Miércoles 8 de agosto de 1979. Ecuador. [consulta 14 de Marzo de 2013].

[4]. CURESES, Daniel. Principios de la Tomografía Axial Computada. Universidad de Buenos Aires. Argentina. Octubre del 2012.

[5]. DALCAME, Conceptos Tomografía. [s.a.]. 19 páginas. [en línea]: <http://www.dalcame.com/wdescarga/tomcom.pdf> [consulta 15 de Febrero de 2013].

[6]. DE LA CERDA ROMERO, Antonia. Equipos de Tomografía Computerizada (TAC). Andalucía – España. 2009. 17 páginas. [en línea]: <http://www2.fe.ccoo.es/andalucia/docu/p5sd6375.pdf> [consulta 12 de Enero de 2013].

[7]. GARCÍA CARTAYA, Pedro. Principios Técnicos de la Tomografía Axial Computerizada. La Habana- Cuba. Editorial Ciencias Médicas Ecmec. 2008. [en línea]: <http://gsdl.bvs.sld.cu/cgi-bin/library?e=d-00000-00---off-0imaginol--00-0----0-10-0---0---0direct-10---4-----0-1l--11-zh-50---20-about---00-0-1-00-0-0-11-1-0gbk-00&a=d&c=imaginol&cl=CL1&d=HASH01d25e177d27dd4092e9194c.6.pr> [consulta 23 de Enero de 2013].

[8]. GENERAL ELECTRIC, Medical System. E-Speed Electron Beam Tomography. Estados Unidos. 2002. 8 páginas. [en línea]: <http://www.medimagingales.com/images/general-systems/ct/siemens/ge-e-speed/GE-e-Speed-CT.pdf> [consulta 16 de Febrero de 2013].

[9]. GEIDO, Daniel. Tomografía Computada NIB Facultades de Medicina e Ingeniería. 2009. 30 páginas. [en línea]: <http://www.nib.fmed.edu.uy/imagemed/IMAGMED%202009/Diapositivas/Clase%20CT%20Daniel%20Geido%202009.pdf> [consulta 22 de Enero 2013].

[10]. GENERALITAT VALENCIA. Tomografía Computerizada (TAC). Agencia Valenciana de Salut. v[s.a.]. [en línea]: <http://www.san.gva.es/comun/ciud/docs/pdf/imagen11c.pdf> [consulta 18 de Febrero 2013].

[11]. GUTIERREZ TESÍAS, Carlos y HERRERA SIMÓN, Isabel. Tomografía Axial Computarizada. [s.a.]. 51 páginas. [en línea]: http://www.depeca.uah.es/depeca/repositorio/ asignaturas/5/TAC_ppt.pdf [consulta 12 de Enero de 2013].

[12]. PASCAU, Javier. DICOM Almacenamiento y Comunicación de Imágenes Médicas. Hospital General Universitario Gregorio Marañón. [s.a.].18 páginas. [en línea]: http://www.conganat.org/seis/normalizacion05/taller_2_organizaciones/dicom.pdf [consulta 29 de Enero de 2013].

[13]. RESTREPO V, Alberto. Procesamiento de Imágenes Médicas. [s.a.]. 8 páginas. [en línea]: <http://bdigital.eafit.edu.co/ARTICULO/HRU0380000110199808/11008.pdf> [consulta 28 de Enero de 2013].

[14]. TEMAS PARA LA EDUCACIÓN, Revista Digital Para Profesionales de la enseñanza. Principios de la Tomografía Computerizada. Andalucía – España. 2009. 15 páginas. [en línea]: <http://www2.fe.ccoo.es/andalucia/docu/p5sd5406.pdf> [consulta 13 de Enero de 2013].

[15]. VARA del CAMPO, José Andrés. T.C ÚLTIMOS AVANCES. TER Hospital Universitario Puerta de Hierro. Madrid-España. [s.a.]. 48 páginas. [Consulta 6 de Marzo de 2013].

[16]. VEGA, Juan Carlos. Manual Básico de Tomografía Computada. 2010. 31 paginas. [en línea]: <http://catedradetomografia.files.wordpress.com/2010/04/tac-fisica-helicoidal-2010.pdf> [consulta 23 de Enero de 2013].

Referencias Electrónicas

[17]. ACTUALMED. ¿Qué es un Servidor PACS? ¿Por Qué Necesito Uno?. 2010. [en línea]: <http://www.actualmed.com/blog/2010/10/20/servidor-pacs-dicom-server/> [consulta 29 de Enero de 2013].

[18]. ALCARAZ BAÑOS, Miguel. TEMA 5: Elementos Básicos en los Equipos y Haces de Rayos X. [s.a.]. [en línea]: http://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=tubo%20de%20rayos%20x&source=web&cd=6&cad=rja&ved=0CEcQFjAF&url=http%3A%2F%2Fwebs.um.es%2Fmab%2Fmiwiki%2Flib%2Fexe%2Ffetch.php%3Fid%3Dtemas%26cache%3Dcache%26media%3Dt5.pdf&ei=tEHSUNHXHoOu8QS2_4GwAQ&usq=AFQjCNHGmgZikjZq3rvYwofNjUjNlptqg&bvm=bv.1357316858,d.eWU [consulta 8 de Enero de 2013].

[19]. ALCARAZ BAÑOS, Miguel. TEMA 9. Tomografía Computarizada. [s.a.]. 17 páginas. [en línea]: http://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=tema%209%20tomograf%c3%ada%20computarizada%20miguel%20alcaraz%20ba%c3%b1os&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0cc8qfjaa&url=http%3a%2f%2fwebs.um.es%2fmab%2fmiwiki%2flib%2fexe%2ffetch.php%3fid%3dlecturas_complementarias%26cache%3dcache%26media%3dlectura_9.pdf&ei=maeducsogiwk8qtrqiaw&usq=afqjcnhkexk6amgh5d-fugbcfy3qcengg&bvm=bv.41524429,d.ewu [consulta 25 de Enero de 2013].

[20]. BIOMEDICOSA. Tomografía Axial Computarizada. [s.a.]. [en línea]: <https://sites.google.com/site/biomedicosa/tomograf%C3%ADaaxialcomputarizada.tac> [consulta 24 de Enero de 2013].

[21]. CALZADO Y GELEIJNS. Tomografía Computarizada Evolución, Principios Técnicos y Aplicaciones. 2010. [en línea]: https://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CDEQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.sefm.es%2Ffisica-medica%2Fes%2Fdownload%2F%3Fn%3D2011_3_11_tomografia-computarizada-%26idf%3D450_399_pdf_docrev&ei=IJHUaeRGYLB4AOws4DAAg&usq=AFQjCNGwO Delrx3GpAM6q53r7Ry6RMid2Q&sig2=adHfC8xfJ3c4LsDbOmS9BA&bvm=bv.4382854_0.d.dmg [consulta 6 de Marzo de 2013].

[22]. CASIMIRO RADIATIVO. Tomografía Espiral Multicorte. Hospital de Emergencias José Casimiro Ulloa. Perú. [s.a.]. [en línea]: <http://radiologiavirtualhju.blogspot.com/p/tomografia-espiral-multicorte.html> [consulta 11 de Febrero de 2013].

[23]. DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES PARA TÉCNICOS. Tomografía Computada. 2010. [en línea]: <http://dxiparatecnicos.blogspot.com/2010/08/tomografia.html> [consulta Accedido 24 de Enero de 2013].

[24]. ELECTRO RADIOLOGÍA y FÍSICA. Tomografía Axial Computada (TAC). [s.a.]. [en línea]: <http://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=detectores%20tac&source=web&cd=12&cad=rja&ved=0CGUQFjAL&url=http%3A%2F%2Fecaths1.s3.amazonaws.com%2Fgarciareque%2FTAC.758665444.doc&ei=YTvzUKrEC4P88QTJ1YDgDw&usq=AFQjCNE78oKGYrpPm9CY60HIDa0XhBfAmw&bvm=bv.1357700187.d.eWU> [consulta 13 de Enero de 2013].

[25]. GONZÁLEZ CAMACHO, Thania Montserrat. Tomografía Axial Computada. México. Universidad de Guadalajara. [s.a.]. [en línea]: <http://es.scribd.com/doc/105864288/Trabajo-Final-Tac> [consulta 8 de Enero de 2013].

[26]. HURTADO PALACIOS, Ricardo. TOMOGRAFÍA ESPIRAL MULTICORTE. [s.a.]. [en línea]: <http://www.slideshare.net/pedro091224/tomografia-espinal-multicorte> [consulta 15 de Febrero de 2013].

[27]. IAEA, Protección Radiológica en Radiodiagnóstico y en Radiología Intervencionista. L:12 Blindaje Y Diseño de Instalaciones para Rayos X. [s.a.]. [en línea]:<https://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CDEQFjAA&url=http%3A%2F%2Fpop.iaea.org%2FRPOP%2FRPoP%2FContent%2FDocuments%2FTrainingRadiology%2FLectures-es%2FRPDIR-L12-Shielding-es-WEB.ppt&ei=UaJDUaONNcHk4AOBi4DADA&usq=AFQjCNER5BEdpjQWVkgwYHtTrbSpcfoJw&sig2=jpo5Lf4CCaFfp6B-kTIFJQ&bvm=bv.43828540,d.dmg> ó [http://www.slideshare.net/alexray2/12-blindaje-y-diseo-de-instalaciones-para-rayos-x-del-mismo l:12](http://www.slideshare.net/alexray2/12-blindaje-y-diseo-de-instalaciones-para-rayos-x-del-mismo-l:12) [consulta 15 de Marzo de 2013].

[28]. LA TOMOGRAFÍA HELICOIDAL MULTICORTE EN NEURORRADIOLOGÍA: ASPECTOS TÉCNICOS. [s.a.]. [en línea]: https://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=15&cad=rja&ved=0CHsQFjAO&url=http%3A%2F%2Fseram2010.com%2Fmodules%2Fposters%2Ffiles%2Fla_tomografa_helicoidal_multicorte_en_neuro_definitivo.ppt&ei=tmY3UaadPIHI9gTdilGYBw&usq=AFQjCNECIYAe0Jd4_ZoIPvq040eJBJq2vA&bvm=bv.43287494,d.eWU [consulta 6 de Marzo de 2013].

[29]. METHODIST INTERNATIONAL. Tomografía Computarizada. [s.a.]. [en línea]: <http://www.abchospital.com/division-de-radiolog-a-e-imagen-molecular/departamentos/tomografia-computarizada> [consulta 18 de Febrero de 2013].

[30]. MED WOW. CT Scanner Gantry Informational Guidelines. 2011. [en línea]: <http://www.medwow.com/articles/ct-scanner-2/ct-scanner-gantry-informational-guidelines/> [consulta 21 de Enero de 2013].

[31]. MONTALVO LAMADRID, Rosa. Protección Radiológica en TAC. [s.a.]. [en línea]: <http://www.slideshare.net/medinao/proteccion-radiologica-en-tomografia-computada> [consulta 15 de Marzo de 2013].

[32]. MY ARTICLE. Cómo Opera Un Gantry de TAC?. 2011. [en línea]: <http://www.myarticle.com/health/como-opera-un-gantry-de-tac.html> [consulta 22 de Enero de 2013].

[33]. NORMAS TÉCNICAS PARA PROYECTOS DE ARQUITECTURA HOSPITALARIA. Ministerio de Salud. Lima-Perú. 1996. <http://www.disavlc.gob.pe/index.php/2012-04-10-18-56-53/nomas-emitidas> [consulta 16 de Marzo de 2013].

[34]. OCHSNER HEALTHCARE WITH PEACE OF MIND. Tomografía De Haz Electrónico Ultrarrápida. [s.a.]. [en línea]: <http://healthlibrary.ochsner.org/Spanish/RelatedItems/90.P04931> [consulta 15 de Febrero de 2013].

[35]. PADILLA, Alejandro R MERLE, Jaynes Robert y RUPRECHT, Axel. Aparatos De Rayos X, Generación de Rayos X. [s.a.]. [en línea]: <http://www.slideboom.com/presentations/130706/APARATO-Y-PRODUCCION-DE-RAYOS-X> [consulta 10 de Enero de 2013].

[36]. RADIOLOGÍAUA. Generación De Los Rayos X. 2012. [en línea]: <http://radiologiaua.wordpress.com/2012/02/02/generacion-de-los-rayos-x/> [consulta 10 de Enero de 2013].

[37]. RadiologyInfo.org La fuente de Información sobre radiología para pacientes. Exploración Del Cuerpo 'Por Tac. [s.a.]. [en línea]: <http://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=bodyct> [consulta 18 de Febrero de 2013].

[38]. TOLENTINO MONTERO, Davis. INGENIERÍA DE BLINDAJE EN RADIOTERAPIA Y APLICACIONES. [s.a.]. [en línea]: <http://www.slideshare.net/alephgroup/curso-blindajes-radioterapia> [consulta 15 de Marzo de 2013].

[39]. TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA. [s.a.]. [en línea]: http://www.google.com/ec/url?sa=t&rct=j&q=tomografia_computerizzata_bis&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CC8QFjAA&url=http%3A%2F%2Fweb.unife.it%2Ffacolta%2Fmedicina%2Fcorsi_studio%2Fricognoscimento_titoli%2Fappunti%2Fradioprotezione_NO_N_PUBBLICARE%2Ftomografia_computerizzata_bis.ppt&ei=qdARUb_JJo6o9gS3_4CADq&usq=AFQjCNGWvw-Tn6CqdVEqSggVkCRr2ezqzq&bvm=bv.41934586,d.eWU [consulta 21 de Enero de 2013].

[40]. TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTADA. Generaciones De Tomógrafos. [s.a.]. [en línea]: <http://www.bioingenieros.com/biomaquinas/tomografia/index.htm?generaciones.htm&1> [consulta 15 de Febrero de 2013].

[41]. VILLACORTA CASTRO, Fermín. Diagnóstico Por Imágenes Tomografía Axial Computarizada. [s.a.]. [en línea]: <http://www.slideshare.net/fvillacorta/tac-545979> [consulta 8 de Enero 2013].