



UNIVERSIDAD ABIERTA INTERAMERICANA
FACULTAD DE MEDICINA Y CIENCIAS DE LA SALUD

CARRERA: LIC. EN PROD. DE BIOIMAGENES

TESIS DE GRADO

CUÁLES SON LOS ARTEFACTOS QUE SE PRODUCEN
CON MÁS FRECUENCIA EN LAS IMÁGENES DE LA
TOMOGRFÍA AXIAL COMPUTARIZADA EN EL DIME
(DIAGNÓSTICO MÉDICO).

Autor: HERRERO, RODRIGO EZEQUIEL

Tutor: GOLJANEK, CRISTINA DEL LUJÁN

PRESENTACION: Agosto - 2014

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar agradecer a mi familia por todos los esfuerzos que hacen por sus hijos dándonos la posibilidad de tener un estudio.

A mí compañera de cursada, Lic. Cristina Goljanek, quien me ha acompañado en este proyecto, muy agradecido.

A quienes colaboraron en todo el proyecto, Pablo Ribas, Osvaldo Barrios y Eduardo Herrero.

Al Director de la Carrera Licenciatura en Producción en Bioimágenes, Lic. Carlos Blanco, quien se ha preocupado porque la carrera valla creciendo poco a poco.

A la Universidad Abierta Interamericana, quien ha forjado en mí todos los valores que una persona puede desarrollar y más, a través de todos sus profesores caminando al lado mío y brindando su apoyo siempre que lo necesité.

Introducción

En el campo de la radiología general existen diferentes ramas en la cual se pueden obtener imágenes tanto anatómicas como funcionales.

En esta investigación me centrare en la Tomografía Axial Computarizada, es una técnica de obtención de imágenes médicas que utiliza radiación X para obtener cortes de una sección del cuerpo humano con fines diagnósticos. Godfrey Hounsfield introdujo el concepto de tomografía en 1972 basado en la formación de rayos X, cuyas imágenes son captadas por un computador.

En el campo de la Tomografía Axial Computarizada (TAC), estudiare el origen más frecuente de los artefactos más habituales que suelen presentarse en una imagen en crudo de la TAC.

A través de indagaciones daré a conocer cuáles son los artefactos que suelen presentarse en la imagen, cuáles son los orígenes más frecuentes y como interactuaremos ante estos.

Los artefactos que se generan en la TAC se definen como distorsiones de la imagen radiológica que conllevan a imágenes deficientes que generalmente no sirven para el diagnóstico médico.

A través de este estudio, tratare de aportar datos para determinar cuáles son los artefactos que se presentan más seguidos en los estudios tomográficos; y si hay soluciones para poder atenuarlos o disminuirlos.

Historia y evolución de la Tomografía

Desde su introducción a mediados de la década de 1970, la técnica de Tomografía Axial Computarizada ha experimentado un continuo progreso, en su rendimiento, aumentando la velocidad de registro, la cantidad de información contenida en cada corte concreto y el volumen de cobertura.

La capacidad de evolución se dobla cada 32 meses, un avance impresionante. Por ejemplo, el tiempo de exploración por corte ha disminuido de 300 segundos en 1972 a 0,005 segundos en 2005. Entre los factores que contribuyen a este gran avance se encuentran las mejoras en el Hardware electrónico y el desarrollo de innovadoras configuraciones de exploración mecánica.

Históricamente, las primeras configuraciones de equipo de TC se caracterizaban por sucesivas realizaciones de barrido geométrico¹.

Para 1990, los equipos rotatorios de haz en abanico, que empleaban una técnica con anillo colector para propiciar la rotación continua del tubo y el detector de rayos x, habían reducido el tiempo de obtención de imagen a aproximadamente un segundo, precisándose varios segundos por corte para los cálculos de reconstrucción. Sin embargo, el tiempo necesario para explorar el volumen de interés de un paciente era a menudo superior al equivalente a contener la respiración una sola vez, y el alcance de la exploración estaba limitado por la carga térmica del tubo de rayos x a entre 10cm y 30cm. Gracias al desplazamiento continuo de la mesa del paciente mediante una carcasa (gantry²) rotatoria, método denominado Exploración Helicoidal o Espiral, la cobertura de volumen y la velocidad de exploraciones siguieron aumentando, siendo las principales limitaciones de velocidad el rendimiento del tubo de rayos x y la frecuencia de rotación mecánica. Se desarrollaron asimismo técnicas de reconstrucción de imagen para interpolar planos en 2 dimensiones (2D) a partir de datos en 3 dimensiones (3D) obtenidos mediante el Método Helicoidal. A finales de la década del 1990, los obstáculos que encontraban los primeros equipos helicoidales fueron superados mediante la Técnica Multicorte (emplea múltiples filas de detectores

¹ Barrido geométrico: diferentes disposiciones geométricas que realiza el tubo del tomógrafo según su tipo de generación en el tiempo.

² http://www.bioingenieros.com.ar/bio-maquinas/tomografia/index.htm?equipos_de_tomografia.htm&1

para aprovechar mejor el rendimiento del tubo de rayos X y obtener mediciones en paralelo a diversos niveles de corte). La reconstrucción en estas condiciones es inherentemente tridimensional, de modo que deben emplearse algoritmos³ más complejos. Habiéndose beneficiado de los grandes avances en la capacidad informática, los rápidos progresos del rendimiento de la TC parecen mantenerse en el nuevo siglo con el desarrollo de detectores de panel plano (componentes electrónicos más rápidos y algoritmos de reconstrucción geométrica para haz cónico).

Para saber exactamente como utilizar la técnica de TC para fines clínicos y apreciar las nuevas capacidades productivas, es preciso conocer los principios básicos de la obtención de la imagen por TC. Estos incluyen mecanismos físicos que comparte con la radiografía, además de técnicas matemáticas que exceden la percepción visual humana de las imágenes en 2 dimensiones (2D). Puede procederse a una descripción técnica común para describir tanto el proceso de formación de la imagen como la labor de visualización de la misma.

³<http://es.wikipedia.org/wiki/Algoritmos>

Fundamentación del problema:

El perfil del Licenciado en Producción de Bioimágenes es el de un profesional competente en el conocimiento de la anatomía, fisiología y patología y su expresión en el diagnóstico por imágenes, capacitado para producir imágenes aptas para el diagnóstico médico a partir de la aplicación de técnicas convencionales y de alta complejidad.

Es de suma importancia para un Lic. En Producción de Bioimágenes tener la capacidad de poder determinar todo tipo de problemas en cualquier área de la Radiología en General.

Una de las ramas fundamentales a la que me voy a referir, es la Tomografía Axial Computarizada (TAC). En ella me centraré en lo que es la imagen la cual el Lic. En Producción de Bioimágenes está directamente relacionado debido a que es quien la va a producir mediante un procedimiento técnico. De esta manera obtener una imagen de alta calidad, y así el médico especialista podrá realizar un diagnóstico adecuado.

A raíz de esto, indagaré mediante observaciones en un servicio de Tomografía Axial Computarizada con respecto a lo que son los artefactos/distorsiones en la imagen de la misma, determinando así el origen de los artefactos más frecuentes y porque se producen.

Planteamiento del Problema:

Cuáles son los artefactos que se producen con más frecuencia en las imágenes de la Tomografía Axial Computarizada en el DIME (Diagnostico Medico) en estudios realizados desde abril del 2012 hasta febrero del 2014.

Objetivos Generales:

- Describir cual es el origen de los artefactos más frecuentes en la imagen de la Tomografía Axial Computarizada, y en qué grado interviene en su ocurrencia el Licenciado En Producción de Bioimagenes y el comportamiento del paciente.

Objetivos específicos:

- Determinar en qué modo el Lic. En Producción de Bioimagenes provoca estos artefactos.
- Conocer las causas de los artefactos debido al comportamiento del paciente durante la práctica.
- Señalar las causas de los artefactos debido al mal funcionamiento de Tomógrafo axial computarizado.

Marco Teórico

¿Qué es la Tomografía Axial Computarizada?

La tomografía axial computarizada (TAC), es una técnica de obtención de imágenes médicas que utiliza radiación X para obtener cortes de una sección del cuerpo humano con fines diagnósticos.

Godfrey Hounsfield⁴ introdujo el concepto de tomografía en 1972 basado en la formación de rayos X, cuyas imágenes son captadas por un computador.

Evolución de la TAC

En julio de 1972, el ingeniero eléctrico Sir Godfrey Newbold Hounsfield publicó un artículo en la Revista British Journal of Radiology, donde describía una técnica basada en rayos X, llamada tomografía computarizada, que utilizaba métodos matemáticos que A.M. Cormack había desarrollado una década antes. El método de Hounsfield dividía la cabeza en varias tajadas, cada una de las cuales era irradiada por sus bordes. De esta manera, la radiación podía ser confinada dentro de la misma porción. A diferencia de la técnica convencional de rayos X, la información obtenida no se veía afectada por variaciones del material, que se presentaran a ambos lados de la tajada en cuestión.

La técnica tomográfica buscaba superar tres limitaciones que Hounsfield consideraba evidentes en la radiología convencional. Primero, la imposibilidad de mostrar en una imagen radiológica bidimensional toda la información contenida en una escena tridimensional, debido a la superposición de los objetos en la imagen que se obtenía; segundo, la limitada capacidad para distinguir tejidos blandos; y finalmente, la imposibilidad de cuantificar las densidades de los tejidos .

La primeras imágenes de tomografía reconstruidas con el primer escáner desarrollado en los Laboratorios EMI contaban con una muy baja resolución espacial, una matriz de 80x80 píxeles, y tardaba nueve horas en total para cubrir un cerebro humano. El primer escáner comercializado en 1973 fue el EMI Mark I, y a pesar que tomaba imágenes con una muy baja resolución

⁴ Godfrey. http://es.wikipedia.org/wiki/Godfrey_Newbold_Hounsfield

espacial, comparadas con los estándares actuales, representó una revolución en el campo de la radiología.

En los tomógrafos de primera generación, se producían rayos paralelos gracias a un movimiento de traslación a largo del objeto, y este proceso se repetía con pequeños incrementos rotacionales hasta barrer 180 grados. Los equipos de segunda generación funcionaban bajo un principio de traslación-rotación similar; sin embargo, podían realizar el proceso un poco más rápido, gracias al uso de un mayor número de detectores, y una fuente que emitía rayos en forma de abanico, además, aprovechaban mejor la potencia de los rayos X emitidos.

La búsqueda de una mayor velocidad de adquisición de las imágenes hizo que se eliminara el movimiento de traslación; así, aparecieron los equipos de tercera generación, en 1975. En este tipo de escáneres, el tubo de rayos X y el detector rotan simultáneamente, cubriendo el paciente con un haz de rayos X en forma de abanico. Los primeros prototipos de tercera generación contaban con arreglos (unidimensionales) de hasta 250 detectores y permitían tiempos de adquisición de sólo 5 segundos. A pesar de una ganancia considerable en los tiempos de adquisición, esta geometría presenta un problema: dado que los tubos de rayos X están firmemente unidos a los detectores, cada detector sólo puede medir los rayos que pasan a una distancia específica del centro de rotación, dependiendo de la ubicación del detector en el arreglo. Cualquier error en la calibración de cada detector con respecto a los demás, se retro-proyecta a lo largo de estos rayos, y resulta en la formación de un artefacto en forma de anillo en las imágenes reconstruidas. Otro problema adicional es la dispersión de rayos X, que se produce a causa de las proyecciones en forma de abanico del sistema.

En 1976, aparecieron los tomógrafos de cuarta generación, que consistían en un arreglo estacionario de detectores en forma de anillo, que rodeaban completamente al paciente, de modo que la rotación se limita al tubo de rayos X. En este caso, cada detector podía medir rayos que se encontraran a cualquier distancia del centro de rotación y podía ser calibrado dinámicamente, lo que evitaba la presencia de artefactos en forma de anillo. No obstante, el

tamaño del anillo necesario para mantener una distancia adecuada entre la piel del paciente y la fuente de rayos X, y la cantidad de detectores requerida para alcanzar una resolución espacial aceptable, hicieron que este diseño resultara particularmente costoso.

En 1980 se introdujo la tomografía por rayo de electrones EBCT (del inglés ElectronBeam CT), que constituye la quinta generación. El EBCT utiliza una arquitectura estacionaria (sin rotación), donde un rayo de electrones hace un barrido a lo largo de cuatro placas semicirculares que rodean al paciente. La mayor innovación de este escáner fue su alta resolución temporal (33 ms a 100 ms), suficiente para tomar imágenes del corazón. Sin embargo, el uso de la EBCT ha sido limitado por dos desventajas: la trayectoria está limitada a un arco de 220°, y a un plano que no coincide con aquel de los detectores; y, por otro lado, no pueden introducirse colimadores anti-dispersión (del inglés anti-scatter), debido a que el detector es estacionario. Persiguiendo una alta resolución temporal y espacial, investigadores de la Clínica Mayo construyeron el DSR (del inglés DynamicSpatial Reconstructor), que contaba con una alta resolución temporal adquiriendo hasta 60 tajadas volumétricas por segundo; así como una resolución isotrópica de hasta un milímetro cúbico, y generando datos de hasta 3Gb en solo 20 segundos en 1979. Este escáner, muy delante de las posibilidades técnicas de la época, contaba con 14 fuentes de rayos X y nunca se hizo comercial, entre otras porque pesaba más de 15 toneladas y un costo de varios millones de dólares.

Durante la mayor parte de los años ochenta, aparecieron pocas innovaciones en la tomografía computarizada, lo que, incluso, llevó a especular que esta área de investigación estaba acabada, especialmente con el florecimiento de la resonancia magnética. No obstante, 1989 resultó ser un año crucial, con la aparición de la sexta generación, cuando Kalender y sus colaboradores inventaron la tomografía en espiral.

La tomografía en espiral (o helicoidal) utiliza la arquitectura de tercera generación, pero se caracteriza porque hay un movimiento continuo de la camilla a través del gantry (parte del tomógrafo en continua rotación que contiene el tubo de rayos X y el arreglo de detectores). Estos tomógrafos

efectúan las mediciones en los bordes de la tajada y, como es necesario estimar el valor correspondiente al interior de la misma, requieren de la interpolación de tajadas en el eje z. Este concepto permite un registro rápido de regiones de interés a lo largo del eje z, en algunos casos, durante una sola respiración sostenida del paciente (15 a 25 segundos), lo que permite tomar imágenes de órganos en movimiento. Una de las variables más importantes en la tomografía helicoidal (o de espiral) es el pitch (1), que relaciona la distancia d (en mm) que se desplaza la camilla en una rotación del gantry, y el espesor e (en mm) determinado por el colimador. Usualmente, el pitch se encuentra entre 1 y 1,5, para garantizar una cobertura aceptable del paciente y, al mismo tiempo, evitar que las tajadas sean interpoladas entre puntos muy lejanos.

$$\text{Pitch} = d/e \quad (1)$$

La posibilidad de escanear órganos y regiones anatómicas continuamente, en un período muy corto de tiempo, demostró las ventajas de esta innovación.

Sin embargo, en la tomografía en espiral, los tubos de rayos X se podían sobrecalentar, especialmente cuando se deseaba una mayor resolución espacial con tajadas más delgadas. Este hecho impulsó el desarrollo de las arquitecturas con múltiples detectores y, en 1998, llevó a la introducción de modelos de séptima generación: tomógrafos multi-tajadas (MSCT, del inglés Multi-SliceComputedTomography), también llamados multi-detectores (MDCT, del inglés Multi-Detector ComputedTomography). Estos equipos se caracterizan, principalmente, por tener arreglos multidimensionales (varias líneas de detectores) y se basan en la geometría de tercera generación, aunque, en este caso, en lugar de un rayo en forma de abanico, el rayo tiene forma de cono (del inglés cone-beam). Así, permiten recoger datos correspondientes a varias tajadas simultáneamente y, por consiguiente, reducen el número de rotaciones del tubo de rayos X necesaria para cubrir una región anatómica específica.

Funcionamiento

Esta técnica consiste en la emisión de un haz de RX colimado por un tubo, que atraviesa al paciente, el haz atenuado que sale del mismo es medido y recogido por los detectores; luego esta información es enviada a un ordenador. El ordenador analiza la señal que le llega del receptor, reconstruye la imagen y la muestra en un monitor de PC. La reconstrucción del corte anatómico estudiado, se realiza automáticamente mediante ecuaciones matemáticas adaptadas al ordenador, llamados Algoritmos. Básicamente el tomógrafo computarizado es un aparato de RX donde la placa ha sido sustituida por detectores que convierten la radiación atenuada en señales eléctricas. El tubo gira alrededor del paciente y los detectores situados del lado opuesto recogen la radiación que atraviesa al paciente.

Registro de la obtención de la imagen

El registro preciso de los datos de medición es una condición esencial para obtener imágenes TC con elevado valor informativo. En el curso de la evolución se han utilizado diversos procedimientos de registro que han dado lugar a diferentes sistemas TC.

El sistema más sencillo e históricamente más antiguo, el scanner lineal, un detector único, va acoplado de forma fija al tubo de rayos X debido a que el tiempo de proceso necesario es de algunos minutos, la aplicación de estos equipos TC quedo limitada de antemano al campo de la neurorradiología, en la cual pueden evitarse prácticamente los movimientos del objeto mediante una fijación del cráneo durante el proceso.

El empleo de sistema de medición con varios detectores permite una reducción considerable del tiempo de exposición, a unos 10 segundos. En este caso, en un movimiento de exploración lineal, los detectores proporcionan varias proyecciones paralelas simultáneas bajo ángulos próximos, y hacen posible un acortamiento del tiempo de medición por el mejor aprovechamiento del cono de rayos X.

Componentes del equipo de obtención de imagen por tomografía computarizada.

Los escáneres en general usan en su diseño distintos elementos, que han ido evolucionando a lo largo del tiempo. Los elementos que más han evolucionado son:

- El gantry, ha aumentado su tamaño.
- El tubo de RX, ha aumentado su tamaño y potencia.
- Los detectores, han aumentado en número, eficacia y rendimiento.
- El ordenador, ha aumentado su potencia, lo cual de más posibilidades de mejorar sus tareas.
- Almacén de información, se ha aumentado la capacidad de almacenaje.

Elementos de la Tomografía Axial Computarizada

Los elementos o sistemas que forman la unidad TAC podemos sintetizarlos en tres grandes sistemas, que a su vez poseerán otros elementos o subsistemas y son los siguientes:

1. Sistema de recogida de datos: Gantry
2. Sistema de procesado de datos y de reconstrucción de la imagen: el ordenador
3. Sistema de visualización y archivo: la consola de control

Sistema de recolección de datos: Grúa o Gantry

El sistema de recolección de datos, también llamado conjunto-grúa, está compuesto por el generador de alta tensión, el tubo de rayos X, los detectores, los sistemas de adquisición de datos (DAS), los colimadores y por todas las partes mecánicas necesaria para que funcionen los elementos anteriores.

Se llama gantry al cuerpo vertical de la unidad que presenta un orificio central, en el que se introduce la camilla de exploración con el paciente, con aproximadamente 70cm de ancho.

El gantry está constituido por un conjunto de elementos controlados desde la consola del operador y que en el transcurso de la prueba transmite datos para el análisis y producción de la imagen TC.

Otros nombres que también recibe el gantry son: carcasa, garganta y estativo. Interiormente el gantry tiene un anillo giratorio que contiene el tubo de rayos X y los detectores para la producción y detección de la radiación.

El gantry posee una serie de controles con los que se realiza el centraje y posicionamiento del paciente y otros para angular el conjunto tubo-detectores, de tal forma que el gantry se puede inclinar, para adaptarse a la angulación de la parte corporal bajo estudio. El eje vertical del gantry puede inclinarse 30° , para adoptar diversas incidencias sobre el enfermo, según la exploración que ha de realizarse.

Ciertas regiones anatómicas, como la cabeza y la columna, requieren muchas veces inclinación de la carcasa para obtener una imagen transversal exacta. Si la inclinación es hacia delante hablamos de inclinación cefálica de -30° como máximo. Si la parte superior del gantry se inclina hacia detrás es la angulación caudal que será de hasta $+30^\circ$.

Con el fin de colocar al paciente se conecta una luz en el gantry para indicar la zona del cuerpo barrida; esa luz se utiliza no sólo para la localización de los cortes individuales, sino también con el fin de colocar al paciente para realizar el estudio de una región corporal completa, por ejemplo, el tórax o el abdomen, para ello, el técnico emplea puntos de referencia externos, como la escotadura yugular, la apófisis xifoides o la sínfisis púbica.

El gantry es una de las partes más importantes del equipo y se encuentra en la sala de exploración. Contiene los siguientes elementos:

- a) Tubo de rayos X
- b) La matriz de detectores
- c) El generador de alta tensión
- d) Sistema de adquisición de datos (DAS)
- e) Los colimadores
- f) Elementos mecánicos

Todos estos subsistemas se controlan desde la consola y envían datos al ordenador para analizar y generar la imagen.

Tubo de rayos X

El tubo de rayos X es el dispositivo técnico capaz de producir la radiación ionizante mediante una fuente artificial de alimentación de tipo eléctrico.

Los tubos de RX de los equipos de TC son muy similares a los tubos de radiología convencional, aunque poseen condiciones especiales que han ido variando técnicamente en el tiempo (generaciones)

- Elementos del tubo de rayos X

Los rayos X se originan al colisionar electrones acelerados (con mucha energía cinética) con la materia. Para ello, el tubo de rayos X está formado por los siguientes elementos básicos:

- Una fuente de electrones: filamento, que se encuentra en el cátodo.
- Un lugar de choque: blanco, o zona metálica donde se produce la interacción de los electrones, que se localiza en el ánodo. El ánodo es de tipo giratorio, con un punto focal pequeño y un sistema potente de disipación del calor (refrigeración)

Estos componentes del tubo se encuentran dentro de una envoltura de cristal, que es una especie de ampolla de vidrio. Es relativamente grande, de 30 a 50 cm de longitud y 20cm diámetro. En la ampolla de vidrio está el vacío para evitar obstáculos que frenen los electrones.

- Requisitos del tubo

El tubo de rayos X es similar a los empleados en radiología convencional, pero está diseñado para soportar y disipar el exceso de calor generado durante la TC.

El tubo de RX para un equipo de TC debe cumplir una serie de exigencias especiales. Debe ser tan potente como para ser capaz de emitir un haz de radiación de alta energía entre 125-150 Kv. Y además estará construido con los materiales necesarios para que el haz sea monoenergético y que todos los fotones que lo compongan tengan la misma longitud de onda. Este tipo de haz es imprescindible para que la reconstrucción de la imagen sea lo más exacta posible. Por eso el tubo, al igual que el de tubo de la radiología convencional, debe tener filtros de aluminio en la salida del tubo (ventanilla) para así suprimir los fotones de RX de baja energía, dejando pasar solo los fotones más energéticos con una longitud de onda parecida. De todas formas nunca se

consigue que el haz sea monoenergético. La mayoría de los tubos empleados en la actualidad proyectan un haz en abanico desde un ánodo giratorio y con un foco muy pequeño.

Aunque algunos equipos trabajan con intensidad de corriente baja (menor de 100mA), la mayoría de los aparatos hoy necesitan una corriente mayor (de casi 1000mA). Debido a esto el ánodo debe tener una alta capacidad calorífica de al menos 500.000 unidades térmicas (el TAC helicoidal hasta dos millones de unidades térmicas o caloríficas) utilizándose por tanto ánodos rotatorios con rotores de alta velocidad (16.000 rpm) El tamaño del foco en TC no suele ser importante en la mayoría de los equipos (ya que la imagen no se forma igual que en la radiología convencional). No obstante los equipos de TC de gran resolución tienen focos muy pequeños.

La alimentación del tubo de rayos se realiza de forma distinta según el tipo de aparatos y así:

- En los equipos de traslación-rotación (1ª y 2ª generación), el generador recibe energía durante la traslación, utilizando corriente de 50 mA.
- En los equipos que sólo rotan (sin traslación: 3ª y 4ª generación) se trabaja de dos formas: con un haz de RX continuo o pulsante.

-Haz de RX continuo: La intensidad con la que se trabaja va de 100 a 400 mA

-Haz de RX pulsátil: La intensidad va a estar en valores de casi 1000mA. En un equipo de 3ª generación se emiten 300 ó más pulsos durante el movimiento circular necesario para obtener un corte tomográfico, durando cada pulso 2 ó 3 msg)

Los TC que trabajan con radiación pulsante tienen una serie de ventajas:

Al obtenerse mayor cantidad de radiación en menor tiempo, disminuye el tiempo de exploración.

Se reconstruye la imagen más rápidamente y con el software adecuado esta reconstrucción puede llegar a ser instantánea.

Los focos pueden ser más pequeños, ya que no tiene que soportar altas tensiones durante tiempos muy largos y pueden ser refrigerados en los intervalos entre pulsos. Además al ser más pequeños pueden ser colimados más exactamente con lo que el paciente recibe menos dosis de radiación.

Se puede recalibrar continuamente el sistema electrónico de emisión y de medición de RX entre los pulsos, con lo que se obtiene un mayor control y un rendimiento máximo de la emisión de RX.

Matriz de detectores

Los detectores miden la energía depositada en ellos después de ser impactados por los fotones de Rx que han atravesado el cuerpo del paciente. Esta energía la transforman en corriente eléctrica que llegará al ordenador y será cuantificada por un sistema electrónico.

Los primeros equipos utilizaban un solo detector y los modernos emplean más de 2.400 detectores. Los detectores pueden ser de tres tipos, según han ido apareciendo cronológicamente en las distintas generaciones:

- Detector de Cristal de Centelleo (primeras generaciones)
- Detector de gas o de cámara de ionización (3ª generación)
- Detectores sólidos o detectores semiconductores (en los equipos de

3ª generación en adelante y en TAC helicoidal)

Los más utilizados han sido los detectores de gas Xenón, hasta llegar al TC helicoidal que incorpora los últimos detectores que son los semiconductores o detectores sólidos.

Características de los detectores

Coste: La mayoría de los detectores tienen un elevado coste de fabricación, debido a esto los precios de los últimos TC se encarecen por el elevado número de detectores que incorporan. El detector de cristal es más caro que el de gas, debido a los componentes electrónicos que posee, pero tienen una señal eléctrica más fuerte y, por tanto, no hay tanta necesidad de amplificarla posteriormente como ocurre con los de gas.

Eficiencia o eficacia: Es el rendimiento que posee o capacidad para captar fotones de Rx. Se mide en %. La eficacia del detector para captar fotones debería ser del 100%, es decir, que todo fotón que saliera del tubo de Rx debería ser detectado.

Estabilidad: Se llama estabilidad a la capacidad del detector para estar ajustado en todos los momentos en que deba medir.

Conformidad: Es el tiempo que tarda en recibir, transformar y distribuir una señal o información hasta aparecer en el monitor. En la mayoría de los detectores actuales este proceso es casi instantáneo de forma que tras efectuar el corte la imagen aparece inmediatamente en el monitor.

Transformación

Los detectores básicamente pueden transformar los RX que reciben de dos formas diferentes:

Transformación en luz: unos detectores convierten primero los RX en energía luminosa y luego en Energía eléctrica.

Transformación en electricidad: otros detectores transforman directamente los RX en corriente eléctrica.

Tipos de detectores

- Detectores de centelleo

Compuestos por dos partes, la primera es el cristal de centelleo y la segunda, el tubo fotomultiplicador. En los equipos de TAC más antiguos, el cristal de centelleo era de Yoduro de sodio y luego se sustituyó rápidamente por los de Germanato de Bismuto. Los que se usan en la actualidad son cristales de Yoduro de Cesio, de Tungstato de Calcio y de Wolframato de Calcio (W O₄ Ca).

Su funcionamiento es el siguiente: cuando un fotón de RX incide en el cristal, su energía queda absorbida por los electrones de las órbitas de los átomos del cristal y pasan a una capa más externa y más energética. Estos electrones excitados vuelven a su posición inicial emitiendo el exceso de energía que había tomado del fotón de RX en forma de luz visible. Por tanto el cristal de centelleo actúa como un transductor que convierte la energía de los RX incidentes en destellos de luz visible. Lo más importante es que la intensidad del destello es proporcional a la energía de la radiación X que incide en el cristal.

Junto al cristal de centelleo se encuentra íntimamente acoplado el tubo fotomultiplicador, que es un tubo de vacío que presenta en el extremo situado junto al cristal de centelleo el llamado fotocátodo, que es una placa metálica recubierta de un metal alcalino que tiene la propiedad de emitir electrones

cuando sobre él incide un fotón. Es en resumen un segundo transductor que convierte la energía luminosa en emisión de electrones.

A continuación hay una serie de electrodos llamados dínodos⁵, situados de tal forma a lo largo del tubo que cuando llegan electrones originan una emisión de electrones adicionales. Es decir, cuando sobre el primero incide un electrón, este emitirá dos, que inciden en el segundo y emite cuatro y así sucesivamente, de esta forma, el impulso inicial se ve reforzado en intensidad de modo que por cada electrón remitido por el fotocátodo se recogen miles de electrones a la salida del fotomultiplicador, el resultado final es la amplificación de la señal.

La parte del tubo fotomultiplicador más alejada del cristal de centelleo es el fotoánodo que es una placa metálica, y por ella sale el total de electrones generados.

La amplitud de cada impulso eléctrico medido a la salida del tubo fotomultiplicador sigue siendo proporcional a la energía y al número de electrones iniciales emitidos por el fotocátodo y a su vez estos lo son de la luz visible incidente, que también lo era de la energía de la radiación X incidente en el cristal, existiendo, por tanto, una proporcionalidad entre la energía de la radiación incidente y la amplitud de los impulsos eléctricos de salida, lo que es importante para poder identificar la radiación incidente. Este impulso eléctrico de salida puede ser ampliado electrónicamente y ser conducido al sistema de procesado de datos y de reconstrucción de la imagen del TC.

Estos detectores tenían el inconveniente de que eran bastante grandes y cada tubo fotomultiplicador necesitaba una alimentación independiente con un sistema eléctrico de cableado complejo. Por esta razón, en la actualidad han sido sustituidos por los conjuntos de cristal-fotodiodos (más pequeños y económicos que los tubos fotomultiplicadores y de igual eficiencia).

El número de detectores varía de un equipo a otro, pero las cifras habituales son de entre 1 y 8 detectores por centímetro (en los detectores con matriz lineal) o de 1-5 detectores por grado (en los detectores con matriz angular). La concentración de detectores es una característica importante de los equipos de TAC y afecta a la resolución espacial obtenida.

⁵ <http://es.wikipedia.org/wiki/D%C3%ADnodo>

Eficacia de los detectores de centelleo

Los detectores de centelleo tienen una eficacia intrínseca (relacionada con la incidencia de fotones de RX en su cara sensible) muy elevada, el 90% de los rayos X que alcanzan a los detectores son absorbidos y contribuyen a la señal eléctrica de salida, pero tienen el inconveniente de que no es posible colocar los detectores tan próximos entre sí como sería deseable, y el espacio entre detectores puede ocupar el 50% del área total a la que llega el haz de RX. Así la eficacia extrínseca relacionada con la colocación de los detectores es del 50%. Por lo tanto, la eficacia total (que se calcula multiplicando la eficacia intrínseca por la eficacia extrínseca) es de alrededor del 45%; y esto significa que aproximadamente un 55% de la radiación generada contribuye a elevar la dosis que recibe el paciente sin contribuir a la formación de la imagen, es decir que el 55% de la los RX generados se pierden.

- Detectores de gas

Los detectores de gas son dispositivos o receptores de la Rx, en forma de celda o cámara de ionización, que transforma la energía radiante que le llega en una emisión de electrones.

Consisten en una gran cámara metálica con separadores espaciales situados a intervalos de aproximadamente 1mm. Estos separadores llamados baffles o paredes son como las tiras de una rejilla y dividen la cámara grande (o cámara mayor) en muchas pequeñas. Cada cámara pequeña será un detector de radiación y cada uno funciona por separado.

El conjunto de detectores está sellado herméticamente y se llena bajo presión con un gas inerte (gas noble) de número atómico elevado (Xenón ($Z=54$), o una mezcla de Xenón-Kriptón a una presión de 8-10 atmósferas, que aumenta la eficiencia)

Cada detector de gas funciona como una cámara de ionización, es decir, se trata de un recinto cerrado lleno de gas Xenón, donde se encuentran 2 electrodos entre los cuales se aplica una tensión eléctrica que generalmente es de 1000 voltios.

Como el gas que llena el detector es un buen aislante, en condiciones normales no se produce corriente eléctrica entre los dos electrodos. Pero si

incide la radiación X sobre el gas, provocará la ionización de éste y cambia la diferencia de potencial inicial que existía entre ambos electrodos

La ionización del gas da lugar a partículas cargadas (e^- y Xe^+) y debido al campo eléctrico existente en la cámara las cargas liberadas de cada signo se pondrán en movimiento hacia el electrodo de signo contrario (los electrones hacia el ánodo y los cationes Xe^+ hacia el cátodo, de esta forma se origina en el detector, corrientes o impulsos eléctricos que pueden ser medidos exteriormente. Esta señal se amplifica y se conduce a los módulos de identificación y registro.

Evidentemente, la intensidad de esa corriente eléctrica es proporcional a la ionización del gas, que a su vez sigue siendo proporcional a la radiación X que incidió en el detector. Por lo tanto, la intensidad de la corriente eléctrica será proporcional a la radiación X que la ha provocado. Los conjuntos de detectores de gas se construyen con densidades de hasta 15 detectores por centímetro o grado.

Eficacia de los detectores de gas

La eficacia intrínseca de detección de un conjunto de detectores de este tipo solo es del 50% en su cara sensible, pero como puede reducirse mucho la distancia entre detectores, es muy poco lo que queda sin usar del área frontal del detector, siendo su eficacia extrínseca del 90%.

Por lo tanto, la eficacia total de detección del conjunto es del 45% igual que la eficacia total de los detectores del centelleo.

Así, a igualdad de las demás características, la dosis de radiación que recibe el paciente es la misma aproximadamente con ambos tipos de detectores.

Los detectores de gas son más económicos que los detectores de centelleo, pero su señal es más débil, con lo que se necesitará mayor ampliación de dicha señal.

- Detectores semiconductores

Son una modificación del detector de centelleo y a igual que ellos, el cristal traduce la energía de los RX en luz visible.

Esta tecnología, varía sólo con el detector de centelleo, en que NO lleva tubo multiplicador, sino un fotodiodo, cuyas capacidades se fundamenta en la

tecnología de los semiconductores de Silicio. Y a todo el conjunto se le denomina detector de semiconductores.

El cristal de centelleo está compuesto de Wolframato de calcio o de Yoduro de Cesio.

Los fotodiodos son dispositivos electrónicos que transforman la luz que incide en ellos en corriente eléctrica que fluye en un circuito externo

Cuando los Rayos X chocan con el cristal de centelleo, se emite luz cuya intensidad es directamente proporcional a la energía de los fotones incidentes. Esta luz visible será recogida por los llamados fotodiodos (el tubo fotomultiplicador ha sido sustituido por el conjunto de fotodiodos) que traduce la luz visible en una señal eléctrica proporcional a la radiación X que incidió en el cristal.

El fotodiodo se comporta como un generador de corriente, que forma un conjunto con el cristal en forma de pastilla (conjunto cristal-fotodiodo), a la que se le añade un amplificador de la corriente eléctrica.

Señal RX	----	Cristal	-----	LUZ
Señal luminosa	-----	Fotodiodo	-----	ELECTRICIDAD

Las ventajas de estos detectores son:

- Los fotodiodos son más pequeños, lo que hace menos notorio el gantry.
- Son más económicos.
- Los elementos eléctricos son menos complejos que cuando se emplean tubos fotomultiplicadores.
- No requieren suministro de potencia.
- Son muy estable (más que los tubos fotomultiplicadores).
- Su eficacia y eficiencia es muy parecida a la de los detectores de gas.

Configuración del detector

A mediados de la década de 1990, la velocidad de la TC helicoidal estaba limitada por las fuerzas mecánicas derivadas de los consiguientes tiempos de rotación de la carcasa y por los requisitos de rendimiento de los tubos de rayos X para que proporcionasen un flujo suficiente para que la relación señal-ruido fuera adecuada. La siguiente mejora en el rendimiento se debió a la obtención de mediciones en paralelo a múltiples niveles corporales, empleándose más de

una fila de detectores simultáneamente; en este avance permitió aumentar la velocidad de adquisición de volumen proporcionalmente al número de filas de detectores. Con este método, el tubo de rayos X produce un ancho haz de rayos X, en lugar de uno colimado hacia un corte estrecho; al ensancharse la colimación para iluminar múltiples filas de detectores, se obtienen más mediciones con el mismo rendimiento del tubo. Inicialmente se introdujeron equipos de TC multicorte, o multidetectores, de dos o cuatro filas, pero el número de filas ha crecido continuamente, de modo que los dispositivos actuales con 64 filas de detectores permiten ahora una cobertura de volumen muy amplia. Debido a la mayor anchura longitudinal del haz de rayos X en la TCMD, las mediciones de los datos de imagen no corresponden ya a rayos ortogonales respecto del eje de barrido; así pues, se precisan nuevos algoritmos de reconstrucción para mantener la calidad de la imagen y evitar distorsiones.

En la TC monocorte, o con detector único, cada fila de detector funciona como una única unidad y proporciona datos de proyección para un solo corte de rotación. En la TC monocorte, se obtienen diferentes anchuras de corte ajustando la colimación pre paciente del haz de rayos X (Figura 6).

En la TCMD, los detectores se dividen además a lo largo del eje z, propiciando la obtención simultánea de múltiples cortes por rotación. Así, la TCMD proporciona una mayor y más rápida cobertura del eje z por rotación con menores anchuras de corte.

Cuando se introdujeron los equipos TCMD de cuatro canales a finales de la década de 1990, los fabricantes empleaban tres configuraciones de detectores distintas: A) 16 filas de detectores de grosor uniforme, denominadas formación uniforme (general electric); B) 8 filas de detectores de grosor variable, con las filas más finas en el centro y las más gruesas en la periferia, denominadas formación adaptable (siemens y Philips); C) 34 filas de detectores de dos grosores fijos, con cuatro filas más finas centralmente y 30 filas más gruesas periféricamente, denominada formación híbrida (Toshiba). Los equipos de TCMD de cuatro canales contienen detectores divididos en filas de 8 a 34 a lo largo del eje z. No obstante, el número de cortes obtenidos en cada rotación queda restringido a cuatro, porque estos sistemas presentan solo cuatro canales de datos. Cuando se desea realizar una exploración con colimación

estrecha, se emplean cuatro filas centrales de detectores individuales para la medición de datos, dirigiéndose un haz de rayos X estrechamente colimado hacia dichas filas centrales de detectores (ej. 4mm x1mm). Para exploraciones con mayor anchura de corte, se emplea un haz de rayos X de colimación ancha, combinando electrónicamente los resultados de dos o más filas de detectores adyacentes en una única fila de detector más gruesa para cada uno de los cuatro canales de datos. Por ejemplo, pueden agruparse dos filas de detectores de 1mm para que funcionen como una única fila para una colimación de 2mm (4x2 mm), tres filas de detectores de 1mm para una colimación de 3mm (4x3 mm), y así sucesivamente.

Para la TCMD de 16 canales, todos los fabricantes adoptaron un diseño de formación híbrida, en la que el grosor de las filas de detectores es ligeramente inferior a 1mm en el caso de las filas centrales, y ligeramente superior a 1mm en las periféricas. No obstante, la longitud de cobertura del eje z y el número de filas de detectores varían mucho de un fabricante a otro.

Para la TCMD de 64 canales, los fabricantes han empleado de nuevo un diseño normal de filas de detectores, esta vez de formación uniforme, presentando todas las filas de detectores un mismo grosor. Sin embargo, como sucede en el equipo de 16 canales, el número total de filas de detectores y la cobertura del eje z son muy variables en los productos de los distintos fabricantes.

Sistema de adquisición de datos (DAS)

Conforme se completa cada barrido, el sistema de adquisición de datos (DAS) convierte las señales procedentes de los detectores en datos digitales y las transmite al ordenador.

Para la reconstrucción de la imagen es necesario que el ordenador reciba múltiples señales después de explorar al paciente en diferentes ángulos.

El ordenador es capaz de integrar la información enviada por el DAS y reconstruir las imágenes de forma casi instantánea.

Generador de alta tensión

Es aquel útil de tipo eléctrico que alimenta al tubo de RX.

En cuanto a sus características técnicas, todos los equipos de TAC son trifásicos, ello permite utilizar tubos de RX con ánodos giratorios de alta velocidad y proporcionan los picos de potencia característicos de los sistemas de RX pulsantes.

Para reducir el tamaño de sus equipos, algunos fabricantes colocan el generador en la grúa e incluso en la rueda giratoria de la grúa, por lo que no es necesario incluir un sistema que enrolle o desenrolle el cable de alimentación.

Colimadores

Son aquellos medios técnicos que se emplean para diafragmar el haz de radiación X. En general, en la TAC es necesario utilizar la colimación por las mismas razones que se usa en radiología convencional, que son dos:

- Para disminuir la dosis que recibe el paciente al disminuir el área de tejido irradiado. Con esto controlamos el grosor del corte; es decir, la longitud del vóxel.

La mayoría de los escáneres actuales realizan cortes de 1 a 10mm.

- Y, para mejorar el contraste de la imagen al disminuir la radiación dispersa.

En radiología convencional existe un único colimador montado en la carcasa del tubo de RX, en el equipo de TAC suele haber 2 colimadores.

- **Colimador prepaciente**

Suele estar colocado en la carcasa del tubo o cerca de ella y sirve para limitar la zona del paciente a la que llega el haz útil. Por lo tanto, determina:

- El grosor del corte, que puede ir desde secciones de 1mm hasta de 10mm
- La dosis que recibe el paciente

Este colimador está formado por varias láminas, para conseguir un haz de RX casi paralelo. Dando a un haz muy fino de grosor y en forma de abanico. Si este colimador está mal ajustado será responsable de la mayor parte de la dosis innecesaria que recibe un paciente durante la exploración de TAC.

- **Colimador postpaciente**

Se coloca en la matriz de detectores, de tal forma que siempre habrá el mismo número de colimadores que de detectores, ya que cada detector tiene asignado su colimador y su alineamiento debe ser muy preciso para poder obtener una imagen de calidad.

Este colimador restringe el haz de rayos que alcanza al detector, aumentando la nitidez de la imagen. Este colimador reduce la radiación dispersa que incide en el detector y si está correctamente ajustado con el colimador prepaciente ayuda a definir el grosor de la sección examinada.

Camilla

Es la mesa de exploración donde se posiciona al paciente y que nos permite mediante su movilidad automática realizar los barridos necesarios en cada estudio.

Este dispositivo automático está conectado al ordenador y al gantry y está diseñado para indexarse (cambiar de posición) después de cada barrido, de acuerdo con el programa utilizado.

En términos generales se podría decir que la camilla es una de las partes más importante del equipo de TAC, posee un cabezal y es móvil. La indexación debe ser exacta y fiable, sobre todo cuando se emplean cortes finos (1 ó 2 mm) a través del área de interés.

Debe estar fabricada con un material de número atómico bajo para que no interfiera en la transmisión del haz de rayos X. Las mesas de TC se fabrican de madera y las más modernas están fabricadas con fibras de carbono, que tiene un número atómico muy pequeño y permite obtener láminas finas y a la vez muy resistentes.

La camilla debe ser cómoda, debe sostener durante un tiempo de exploración más corto o más largo al paciente según el tipo de estudio, impidiendo su movilidad.

Todas las mesas de TC tienen un límite en cuanto al peso máximo del paciente, que varía entre 136 y 272 Kg dependiendo del fabricante. La superación del límite de peso puede causar una indexación inexacta, dañar el motor de la mesa o incluso romper la mesa con riesgo de lesiones serias para el paciente.

La camilla debe moverse mediante un motor suave y preciso que permita colocar al paciente exactamente en la posición deseada. Si la posición no es exacta, se corre el riesgo de irradiar dos veces el mismo tejido (repetición de barridos no necesarios); o incluso perder la exposición de otro (ausencia de barrido). La camilla debe poder colocarse automáticamente para un nuevo

corte una vez terminado el anterior, evitando así que el operador tenga que entrar a colocarla al acabar cada barrido. De esta forma se reduce el tiempo de examen de cada paciente. La mayoría pueden ser programadas para moverse hacia dentro o hacia fuera del gantry en función del protocolo del examen y las características del paciente.

Es posible conectar varios dispositivos a la mesa para distintos usos. En los exámenes de cabeza se emplea un dispositivo o soporte especial. El soporte cefálico ayuda a mantener inmóvil la cabeza y, gracias a que se extiende fuera de la mesa, minimiza el artefacto o la atenuación en barridos cerebrales. También se puede emplear con el fin de colocar al paciente para las imágenes coronales directas.

Todas las camillas llevan incorporadas en un sitio visible una regleta de mandos con las siguientes opciones (esta regleta, también está incluida en la consola del médico):

- ? Luz de centraje
- ? Movimientos de desplazamiento de la camilla hacia detrás y hacia delante
- ? Regular los movimientos de angulación del gantry hacia la posición de angulación cefálica (+) y hacia la posición de angulación caudal (-)
- ? Mecanismos para elevar y descender la mesa. Se consigue así hacerla coincidir con el agujero del gantry
- ? Botón de puesta a cero del nivel de corte. Sirve para tener siempre una perfecta referencia del plano que estamos estudiando y el nivel en que empezamos el topograma o scout-view.

Elementos mecánicos

Los elementos mecánicos son todos aquellos que sirven de soporte de todos los elementos anteriores: cables, mecanismos de arranque y de frenado de los movimientos del bloque tubo-detectores, etc.

Sistema de procesamiento de los datos y de reconstrucción de la imagen: El

Ordenador

El ordenador es el soporte técnico de gran potencia (rapidez) necesario para llevar a cabo las operaciones de procesamiento de datos y de reconstrucción de la imagen de scanner.

Los primeros ordenadores de TC tenían que realizar los procesos de uno en uno, por lo que el tiempo de reconstrucción de las imágenes oscilaba entre 15 segundos y hasta varios minutos, dependiendo del nivel del programa instalado. Las máquinas actuales son capaces de hacer el barrido del paciente, recoger los datos, reconstruir la imagen, archivarla e iniciar el barrido siguiente en alrededor de 2 a 5 segundos.

Para el equipo de TAC, se requiere un ordenador muy potente, ya que dependiendo del formato de la imagen suele ser necesario resolver simultáneamente hasta 30.000 ecuaciones matemáticas. Su precio supone aproximadamente 1/3 del coste del TAC completo.

Los ordenadores antiguos requerían una estancia con unas condiciones ambientales especiales (Temperaturas inferiores a 20° y de humedad inferiores al 30%). El ordenador utilizado está formado por microprocesadores y la memoria primaria. Estos componentes determinan el tiempo que transcurre desde que se termina la adquisición de datos hasta que la imagen aparece en la pantalla, es decir, el “tiempo de reconstrucción de la imagen”, que puede oscilar desde 30 segundos a 1 segundo. Esto es importante, ya que la eficacia de una exploración está muy influido por el tiempo de reconstrucción, sobre todo si es un estudio que comprende muchas secciones. En los equipos modernos el cálculo de los datos para la reconstrucción de la imagen se realiza durante el tiempo de medida, o que se denomina imagen en tiempo real.

En otros escáneres se utiliza una matriz de microprocesadores para la reconstrucción de la imagen, que acelera notablemente la aparición de la misma en el monitor, gracias al trabajo en paralelo de los microprocesadores. De esta forma cada imagen se reconstruye en menos de 1 segundo.

El ordenador es un módulo que está compuesto en general por tres unidades, cuyas funciones están claramente diferenciadas. Éstas son:

1. Unidad de control del sistema (CPU). El control del sistema o CPU tiene a su cargo el funcionamiento total del equipo. Su configuración es similar a la de cualquier sistema microprocesado con su software y hardware asociados.
2. Unidad de reconstrucción rápida (FRU). Es la encargada de realizar los procedimientos necesarios para la reconstrucción de la imagen a partir de los datos recolectados por el sistema de detección.
3. Unidad de almacenamiento de datos e imágenes. Está generalmente compuesto por uno o más discos magnéticos donde se realiza el almacenamiento no sólo de las imágenes reconstruidas y de los datos primarios, sino también del software de aplicación del tomógrafo.

Sistema de visualización: **Consola de control**

Es aquel subsistema de los equipos TAC responsable de integrar los demás subsistemas con la finalidad de visualizar una imagen adecuada respecto al estudio, y un almacenaje digital.

La consola de control tiene una doble misión: programar la exploración que se va a realizar y seleccionar los datos requeridos para la obtención de la imagen.

Para programar la exploración, la unidades de TC tiene estandarizadas la técnicas de exploración más habituales, pero se puede variar cualquier dato técnico para adaptarla a una exploración individualizada (forma manual).

Por otro lado una vez realizado el corte, podemos seleccionar los datos necesarios de la imagen que queremos obtener (ventana, matriz).

Las imágenes visualizadas en la pantalla se pasan automáticamente a una cámara multiformato, donde se imprime la placa en condiciones prefijadas de tamaño y secuencia. Asimismo, se guardará en disco duro la imagen obtenida.

Muchos equipos de TAC están provistos de 2 consolas, una para el técnico que maneja el equipo y otra para el médico. Aunque no todos los equipos poseen ambas consolas, si se encuentran ya en la mayoría y suelen estar conectadas entre sí.

- La consola del operador tiene controles y medidores para seleccionar la técnica apropiada, permite controlar el movimiento del gantry y la camilla, administración de contraste, y permite la reconstrucción y la transferencia de la imagen.

- La consola del médico recibe la imagen enviada desde la consola del operador. El médico mediante programas de imágenes, puede manipular la imagen obtenida en el estudio para de esa forma obtener un diagnóstico adecuado.

Consola del técnico

La consola del operador es el punto desde el que el técnico controla el escáner.

Las primeras unidades se dirigían mediante órdenes, lo que exigía un diálogo entre el técnico y el ordenador. Esto se conseguía tecleando las órdenes necesarias en el teclado. Para iniciar cualquier programa se introducían las órdenes pertinentes en la secuencia apropiada para que el ordenador realizase el barrido.

Al progresar la tecnología informática, los escáneres se dirigen por menú; el ordenador presenta un menú o conjunto de opciones, en el que el técnico radiólogo puede elegir la opción apropiada. El ordenador ejecuta a continuación el programa correcto. Los modelos avanzados cuentan con menús interactivos, pantallas táctiles o teclados con TRACKBALL (Mouse fijo) para programación de cortes y otras utilidades sin tener que teclear la selección, de esta forma se pueden seleccionar los siguientes parámetros de trabajo:

a) Parámetros de técnica:

? Intensidad (mA)

? Tensión de pico (Kv)

? Tiempo de corte o de barrido, que es el tiempo necesario para obtener un barrido (varía entre 1 a 5 segundos)

b) Grosor del corte: suele ser entre 1 y 10mm, si bien algunos equipos permiten grosores de hasta 0,5mm para exámenes de alta resolución. La selección del grosor del corte va seguida de un ajuste automático del colimador.

c) Administración de contraste.

d) Control de los movimientos de la camilla, adecuándolos al estudio en cuestión.

Con el control de la regleta de mandos de la camilla se logra programar el sistema de cortes; que, puede ser:

- De cortes contiguos.
- De cortes intermitentes.
- De cortes específicos en la tomografía espiral.

Antes de comenzar un estudio, el técnico debe introducir la información sobre el paciente, por lo que algunas funciones siguen requiriendo un teclado. De modo habitual, el primer programa seleccionando es el de exploración, que permite al técnico planear la secuencia de barridos axiales.

También podemos seleccionar los datos necesarios para la imagen diagnóstica que pretendemos obtener. Por ejemplo:

a) La ventana de valores de atenuación. Estos valores en términos generales se dividen en:

Valores altos: dan una imagen blanca (Ej. Hueso).

Valores bajos: dan una imagen negra (Ej. Aire).

Valores intermedios: da una imagen con tono de grises con un número máximo de 20 (el ojo humano no distingue más).

b) La matriz de representación que hay que emplear.

c) La posible ampliación (zoom) del tamaño de la imagen.

d) La señalización de datos de interés (medidas, flechas que indiquen localizaciones, ángulos, etc.). Esto lo podemos hacer mientras se está realizando el corte.

e) La reconstrucción de cortes coronales o sagitales a partir de los axiales, lo que permite una mejor visualización de estructuras longitudinales en sentido vertical (columna, grandes vasos, tráquea, etc).

f) La reconstrucción tridimensional de estructuras óseas (cráneo, tórax, pelvis). Esto tiene interés en neurocirugía, ortopedia y traumatología.

Generalmente la consola del operador tiene 2 monitores:

- Monitor de protocolos de estudio: Nos permite introducir todos los datos del paciente y del examen o de la exploración que se va a realizar (identificación del hospital, nombre y nº del paciente, edad, sexo, nº de examen, técnica, posición de la camilla...)

- Monitor de visualización de imágenes: Nos permite ver la imagen resultante antes de enviarla a la consola del médico o al dispositivo de almacén permanente, que nos permite obtener copias posteriormente.

Consola del médico

Aunque los equipos más pequeños y económicos solo tienen una consola (técnico), si se quiere utilizar el equipo al 100% de las posibilidades es mejor que exista otra consola para el médico, que sirve para ver los resultados y elaborar informes sin interferir en las operaciones del escáner. Esta consola normalmente se encuentra en otra sala diferente (sala de informes)

Esta consola permite al médico recuperar cualquier imagen, visualizarla y manipularla para obtener la máxima información diagnóstica. Esta manipulación incluye:

1. Ajuste de brillo y contraste
2. Ampliación de la imagen.
3. Visualización de la zona (detalles) de interés.
4. Técnicas de sustracción de parte de la imagen.
5. Se pueden utilizar paquetes de ordenador específicos para TAC que permiten:
 - Reconstruir las imágenes en distintos planos (oblicuos, coronales y sagitales).
 - Calcular valores de los números de TAC (atenuación/píxel) de cualquier zona y sobre cualquier eje.
 - Calcular las medias y desviaciones estándar de los valores TAC de la región a examinar.
 - Realizar análisis de planos y volúmenes.

Formación de la imagen

Señales de rayos X

La obtención de imagen por rayos X consiste en la generación de rayos X, en su transmisión a través de objetos materiales y la detección de la energía en forma de haz que sale del objeto. La atenuación de rayos X en el interior del objeto se rige por la interacción en la escala atómica, donde cada molécula en el objeto presenta algún corte transversal para interactuar con cada rayo X debido a esta interacción, el flujo de rayos X disminuye de media cierto porcentaje por cada unidad de distancia recorrida a través del objeto. Así, si un rayo X de 60 keV atraviesa 1mm de agua, como promedio, sobrevivirá en un 97,4% de los casos. Si atraviesa 2mm de agua, las posibilidades de

supervivencia se multiplican por un índice del 95%. La probabilidad de transmisión es por tanto una función exponencialmente decreciente de la cantidad total y el tipo de material presente, representada por la ecuación de Lambert-Beer:

$$S = I \exp(-\sum u_i t_i)$$

Donde S es el número de cuantos de señal supervivientes, I el número de cuantos de índices, el subíndice i los diferentes materiales que integran la muestra, u_i coeficiente de atenuación lineal de cada material, y la t_i la cantidad (grosor) del material existente.

En la obtención de imagen por proyección de rayos X, la imagen consiste en los cambios de la señal S a través de un área de visualización. Para personas de 70kg de peso, con un abdomen equivalente a 20cm de grosor de agua aproximadamente, la probabilidad de supervivencia de un único cuanto sería de alrededor del 2%. La presencia de 2mm adicionales de una estructura anormal modificara esta probabilidad de supervivencia a un 1,98% (solo una diferencia de 1%). Dado este mínimo cambio en medio de numerosas estructuras corporales superpuestas, resulta evidente la limitada capacidad de la radiografía por proyección para mostrar los detalles anatómicos. En la TC, las mediciones de S se realizan a partir de múltiples proyecciones, y partiendo de estas se computa u , para su presentación directa. Esta técnica proporciona un contraste mucho mayor entre estructuras adyacentes. Por ejemplo, un nódulo calcificado de 2mm puede presentar una diferencia del 200% en el coeficiente de atenuación respecto del tejido circundante, siendo por tanto mucho más visible que en una radiografía por proyección.

Para la visualización de las imágenes, los rayos X proyectados se presentan como un brillo que es proporcional a los cambios de la señal transmitida S en la ecuación 1. En la TC, el mapa de atenuación de la imagen se presenta en unidades referidas al coeficiente de atenuación del agua, expresada en unidades Hounsfield (UH).

$$UH_i = 1000 \cdot \frac{u_i - u_{\text{agua}}}{u_{\text{agua}}}$$

Reconstrucción de la imagen a partir de los datos de proyección bidimensional

Los principios básicos de generación de imágenes por TC pueden ilustrarse mediante la reconstrucción de un corte de imagen bidimensional a partir de

mediciones de proyección. Una fuente de rayos X y una serie de detectores rotan en torno al paciente, realizando mediciones de la transmisión de rayos a través del cuerpo. Cada valor medido es el resultado de todas las porciones atenuantes en el paciente a lo largo de una línea desde la fuente de rayos X hasta el detector que realiza la medición. Así, un disco circular uniforme presentara la mayor atenuación en su centro, con un perfil circular. La obtención de mediciones lineales desde diferentes ángulos durante una revolución de la carcasa proporciona datos de proyección en bruto, previos a las imágenes de reconstrucción. Estos datos de proyección en bruto dan lugar a un sinograma, que puede presentarse como una imagen, con el eje y (horizontal) representando las mediciones de cada detector y el eje x (vertical) las mediciones del detector en una determinada posición de la carcasa. La imagen del sinograma presenta un patrón interesante, pero es difícil de interpretar debido a las formas superpuestas. Así pues, se necesita un método para derivar y computar la atenuación de imagen original.

Una forma, si bien poco práctica, de determinar la imagen de fuente consiste en considerar el sinograma (figura 8) y la imagen como un problema de álgebra lineal. Cada medición constituye una ecuación que suma todos los píxeles de imagen a lo largo de un rayo que llega hasta el detector; a continuación, puede resolverse la serie de todas las ecuaciones para despejar las incógnitas de los píxeles de imagen. La gran dimensión de este problema es abrumadora, pues hay 512×512 (es decir, más de un cuarto de millón) variables relacionadas con 768×1400 (es decir, más de un millón) mediciones, lo cual exige operaciones de matriz que sobrepasan incluso a los ordenadores modernos. Se pueden emplear otros métodos matemáticos, como las técnicas iterativas o la optimización por semejanza máxima, para la resolución de imágenes, pero requieren igualmente cálculos demasiados complejos para la práctica clínica cotidiana.

El proceso matemático que hizo que la reconstrucción por TC fuera práctica se denomina retroproyección filtrada. Puede demostrarse teóricamente que, si las mediciones de las proyecciones tienen ciertas propiedades (todas se encuentran en un solo plano, consisten en pasos de carcasa igualmente espaciados que cubren al menos media revolución, y esto es detectores equidistantes que cubren todo el objeto que va a ser reconstruido), puede

calcularse la atenuación (imagen) en cualquier punto dentro del campo de visión del tomógrafo sumando una determinada combinación ponderada de mediciones. Este proceso de adición ponderada se denomina kernel (núcleo). Se suma la medición del detector que intercepta directamente el píxel, y se restan las mediciones de los detectores adyacentes. Pueden diseñarse distintos núcleos para proporcionar imágenes claras y nítidas, o para mitigar el ruido, dependiendo de la aplicación clínica. Este proceso, adoptado universalmente por los fabricantes en los primeros años de la TC, puede ser llevado a cabo muy eficazmente por ordenadores o módulos de hardware especiales, directamente o con la técnica transformado rápida de Fourier.

Parámetros de imagen

Aunque la calidad de la imagen constituye el criterio definitivo de todo sistema de diagnóstico por imagen, resulta difícil definirla y cuantificarla. En contextos clínicos, la calidad de la imagen viene con frecuencia determinada cualitativa y subjetivamente. La teoría de la comunicación especifica que los parámetros fundamentales de transmisión de información para caracterizar el rendimiento de un sistema son la señal, la resolución, la distorsión, ruido y artefactos. Estos parámetros se ven condicionados por las características del equipo y variables de exploración, empleándose a menudo para valorar el rendimiento de un equipo de TC.

Señal

Una imagen representa un mapa de determinada cantidad física, ya se mida directamente o a través de otras mediciones. La señal de la imagen puede ser continua, como en la radiografía de pantalla-película o en una fotografía de 35mm, o bien discontinua, como en la imagen medica en una pantalla de ordenador. En el proceso de obtención de la imagen en la TC, la cantidad medida es la atenuación del haz de rayos X (como un rayo X proyectado), donde una señal física eléctrica continua representa el flujo energético de los rayos X, convertida en un valor digital discontinuo. Partiendo de una serie de mediciones de este tipo, se calcula una imagen digital para representar el coeficiente de atenuación del material presente en el objeto. El mapa consiste en una serie de píxeles (elemento de imagen), generalmente en

una matriz cuadrada de 512 píxeles⁶ por cada lado. Cuando se realizan múltiples cortes y se recogen series de datos de volumen, el mapa tridimensional se convierte en un grupo de vóxeles⁷ (elemento de volumen). En términos informáticos, las mediciones originales pueden consistir en datos de 16 bits (conformado un espectro de valores que abarca un factor de 64000), mientras que las imágenes reconstruidas son habitualmente datos de 8 o 12 bits⁸ (espectro de hasta 4095). Se asume que la señal es lineal, con las propiedades físicas del objeto reproducido. Por ejemplo, si la densidad del medio de contraste en un vóxel se dobla, el valor del píxel aumenta por dos.

La información contenida en la señal de imagen consiste en patrones de cambio en la imagen. La magnitud de dichos cambios está caracterizada por el contraste, que es la variación de los valores locales respecto de los valores circundantes. En los sistemas digitales discontinuos, la profundidad de BIT de los datos determina el mínimo cambio registrable, siendo este habitualmente de un 0.02% de diferencia (12bits) en datos digitales, o de 0.04% (8 bits) en la imagen representada.

En el proceso de representación de la imagen, la señal depende de la intensidad de patrones luminosos que puede apreciar un observador humano. El margen dinámico de la señal luminosa puede oscilar entre un factor de 500 y 1000, de claro a oscuro. Las señales pueden transformarse en diversas representaciones; por ejemplo, un archivo de imagen de atenuación en la TC se presenta con una señal de intensidad clara para que se pueda observar en un monitor, realizándose ajustes de brillo y contraste, y destacando las distintas áreas de interés.

⁶<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--11-1l-50---20-about---00-0-1-00-0-0-11-1-00-00&a=d&cl=CL1&d=HASH01d25e177d27dd4092e9194c.5.fc>

⁷ Ídem

⁸ <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--11-1l-50---20-about---00-0-1-00-0-0-11-1-00-00&a=d&cl=CL1&d=HASH01d25e177d27dd4092e9194c.5.fc>

Resolución

El termino resolución define la capacidad de un sistema de obtención de imagen para detectar cambios en una señal; el termino aparece en numerosos contextos diferentes de tratamiento de imagen (p. ej., resolución espacial o temporal). La capacidad de un sistema para registrar bs cambios entre dos puntos distintos en el espacio depende de dos factores: la apertura del sistema y (en los sistemas discontinuos) la frecuencia de muestreo.

La apertura de un sistema puede adoptar diversas formas: en un sistema de representación, puede consistir en el tamaño del punto de luz para formar la imagen; en la TC, podría ser el tamaño de la célula de detección que mide flujo de rayos X. La apertura se considera constante en sí misma en el espacio de la pieza reproducida, de modo que los cambios solo pueden registrarse si el tamaño de ésta es acorde a las dimensiones del medio reproductor. La resolución espacial se caracteriza por una función de difusión puntual, que es la huella de señal de una entrada (punto) de tamaño infinitesimal, y se expresa en términos de longitud (como el valor anchura total a media altura de la función de difusión puntual). Del mismo modo, la resolución puede expresarse en términos de frecuencia describiendo la función de transferencia de modulación (FTM), que determina la forma en que señales de diferentes frecuencias espaciales (tamaño) resultan atenuadas por el sistema de medición.

En los sistemas discontinuos, la frecuencia de muestreo con que se transmiten las señales es un factor más que afecta a la resolución. Por ejemplo, un haz luminoso en movimiento de 1mm de diámetro puede modularse cada 0,5mm. Existen impecables análisis matemáticos que describen el efecto de la frecuencia de muestreo en la información de más señal. Uno de los más empleados es el criterio de Nyquist, que establece que son necesarias al menos dos muestras a lo largo de la distancia que abarca la apertura del sistema para evitar la distorsión de información de la señal. Dicho análisis se emplea profusamente en el diseño de equipos médicos de diagnóstico por imágenes.

Resolución espacial (de alto contraste)

La resolución espacial mide la capacidad de un sistema de obtención de imagen para distinguir objetos muy próximos entre sí o para presentar pequeños detalles (Figura 9). La resolución espacial de la TC se describe en dos dimensiones: resolución de la imagen del plano xy (in-plane) y resolución de dirección z (longitudinal). Ambas dependen de distintos factores. Tradicionalmente, la resolución espacial del plano xy ha sido mucho mejor que la resolución espacial longitudinal o de sección transversal, pero esta última ha progresado notablemente con la Tomografía Computarizada Multi Detector, acercándose a la resolución del plano xy.



(Figura 9) tomografía con ventana pulmonar en alta resolución.

Resolución espacial del plano xy:

La resolución espacial del plano xy suele expresarse en pares lineales por milímetros, y es generalmente de 0.5 a 2 pares lineales por mm en la TC. A menudo, se mide directamente obteniendo la imagen y visualizando objetos de alto contraste de tamaños decrecientes o frecuencias espaciales crecientes.

No obstante, el proceso de evaluación empleado en este método puede ser subjetivo. Existen métodos cuantitativos más objetivos basados en el cálculo de la función de transferencia de modulación (FTM), que se define como la relación entre la modulación de entrada y la modulación de salida, midiendo la respuesta de un sistema a diferentes frecuencias. Pero la FTM se obtiene por

lo general empleando una transformación de Fourier⁹ de la función de dispersión puntual, que se mide con un corte transversal de un objeto de prueba de alambre fino. Suele expresarse trazando la fracción de la frecuencia espacial. A continuación, la resolución espacial se determina a la frecuencia de un valor porcentual dado de la FTM (figura 10).

La resolución espacial de un equipo de TC depende de la calidad de los datos de proyección en bruto y del método de reconstrucción. La resolución espacial de los datos de proyección viene a su vez determinada por las limitaciones de resolución geométrica del dispositivo, como el tamaño del punto focal, la anchura del detector y el muestreo del haz de rayos X. Tras realizar la TC, la resolución espacial de la imagen reconstruida puede resultar afectada por la elección del campo de visión o de un factor de ampliación con zoom. Empleando un campo de visión reducido, disminuye el tamaño de cada píxel concreto y aumenta la resolución espacial del plano xy de una imagen.

⁹ http://es.wikipedia.org/wiki/Transformada_de_Fourier

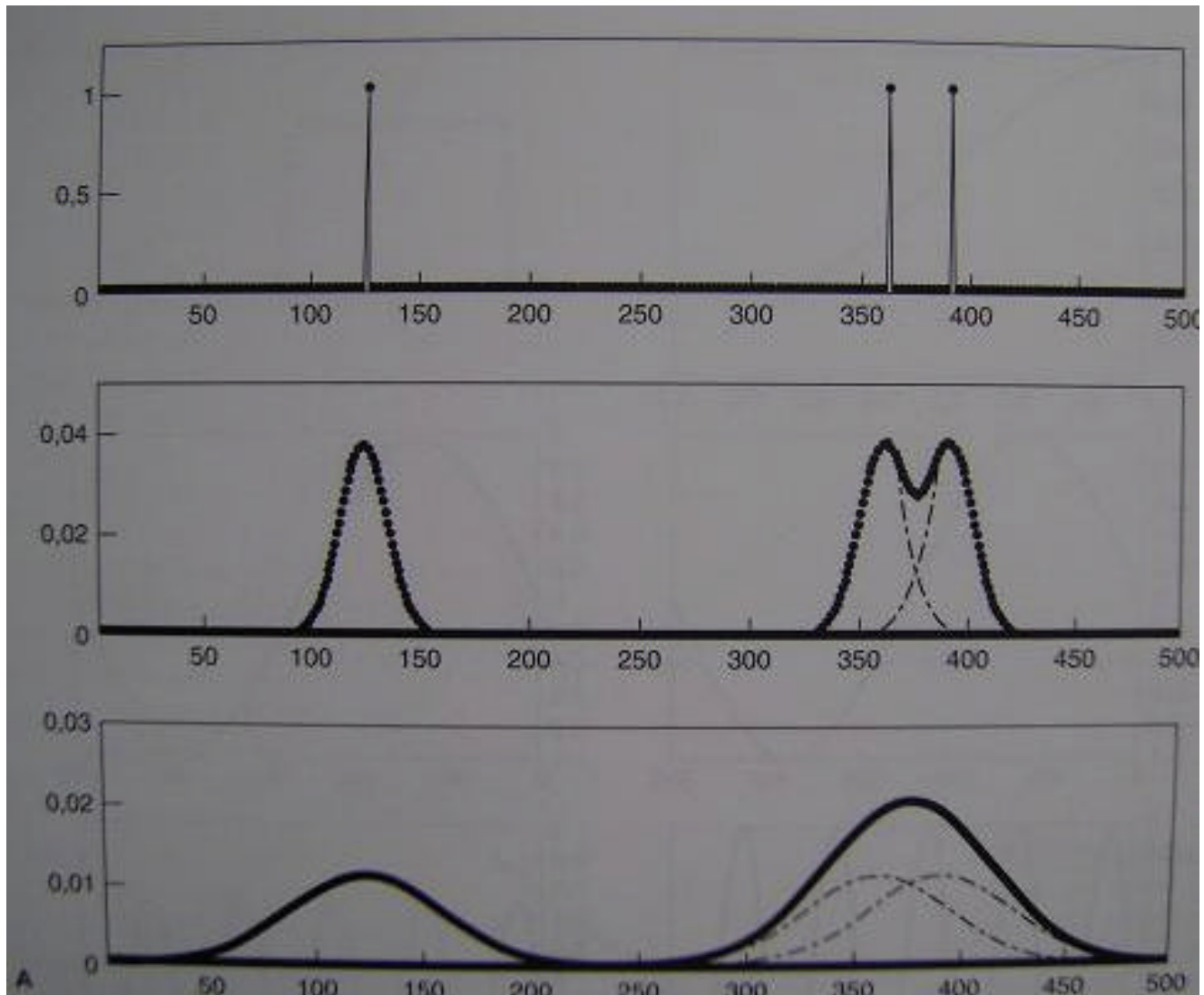
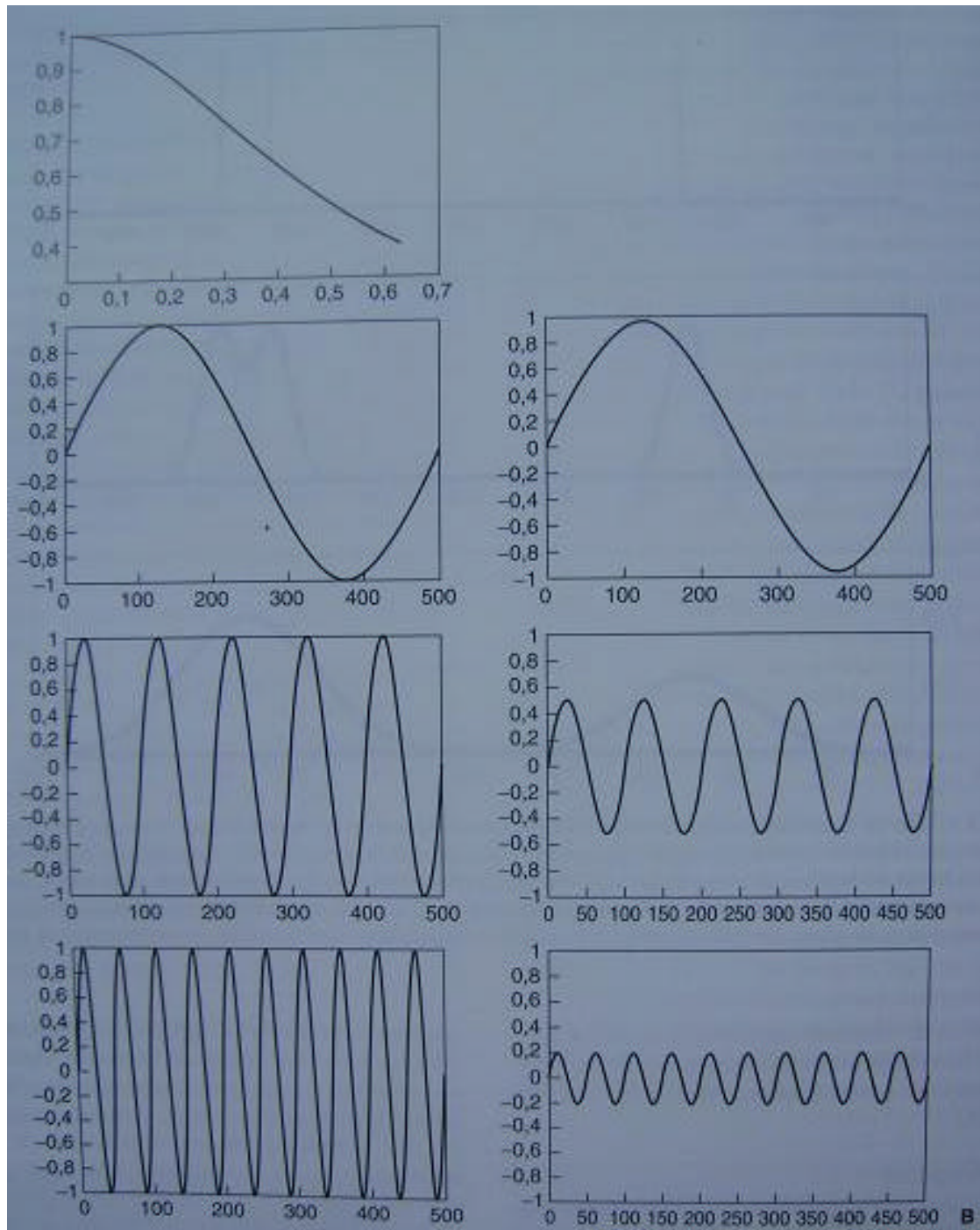


Figura 10: la función de dispersión puntual describe como se ensancha una señal de impulso por la apertura del equipo. A) tres aperturas distintas ejemplifican una secuencia de impulso, expandiendo la señal a un área más amplia. Los impulsos de escasa separación espacial no pueden resolverse mediante aperturas más amplias. Pueden aportarse una descripción equivalente en el ámbito de la frecuencia mediante la función de modulación de transferencia. Las aperturas rectangulares que actúan sobre una onda sinusal disminuyen los picos de la onda medida-una grafica de la relación entre la modulación y la frecuencia proporciona la función de transferencia de modulación.



B) grafica de la función de transferencia de modulación (arriba) que muestra una disminución de la amplitud a frecuencia creciente. En las gráficas de abajo, a la izquierda se muestran las ondas sinusales de entrada (de creciente frecuencia, de arriba abajo), y a la derecha las ondas sinusales de salida, que revelan una reducción de amplitud a frecuencias más elevadas.

Resolución espacial longitudinal (perfil de sensibilidad del corte):

La resolución espacial longitudinal suele expresarse mediante el perfil de sensibilidad del corte (SSP siglas inglesas), que describe el perfil longitudinal de la función de dispersión puntual en un tomógrafo (figura 11). El SSP se mide empleando pequeñas plaquetas finas, igual que se emplea un objeto de prueba de alambre fino para medir la función de dispersión puntual en la resolución de plano xy. El perfil tiene característicamente la forma de una curva de Gaus¹⁰, deformada respecto de la forma rectangular ideal. En la TC espiral, el SSP se ensancha por el movimiento de la mesa de TC durante la rotación de la carcasa. Obtenido el SSP, la resolución longitudinal se caracteriza generalmente mediante dos valores numéricos: la anchura total a media altura o la anchura total al décimo de la altura.

La resolución longitudinal tiene cada vez más importancia debido a la creciente aplicación de exámenes de volumen y de la representación tridimensional. En la TC secuencial (multicorte o monocorte), el SSP se define fácilmente y se determina principalmente mediante la colimación del haz de rayos X. En la TC espiral (multicorte o monocorte), en cambio, la determinación del SSP es más compleja, y depende de otros muchos factores, como la velocidad de la mesa (paso), el algoritmo de interpolación espiral, la anchura del detector (especialmente en la TC multicorte), y la relación recíproca entre cortes adyacentes. En la tomografía con detector único (SDTC) una mayor velocidad de la mesa resulta en un SSP más ancho y, por lo tanto, en un mayor grosor de corte efectivo. El algoritmo de interpolación 180LI produce un SSP más fino que el algoritmo de 360LI, a costa de producir un asimismo un mayor ruido. En la TCMD espiral, la relación entre la velocidad de la mesa y el SSP es menos sencilla ya que pueden interpolarse numerosas series de datos espirales recogidos por múltiples detectores de formas más complejas. En la TCMD, las variaciones entre distintos fabricantes en cuanto a la instalación del hardware y los métodos de los algoritmos hacen que sea difícil realizar afirmaciones generales sobre el efecto de los factores de exploración en la resolución longitudinal.

¹⁰ http://es.wikipedia.org/wiki/Funci%C3%B3n_gaussiana

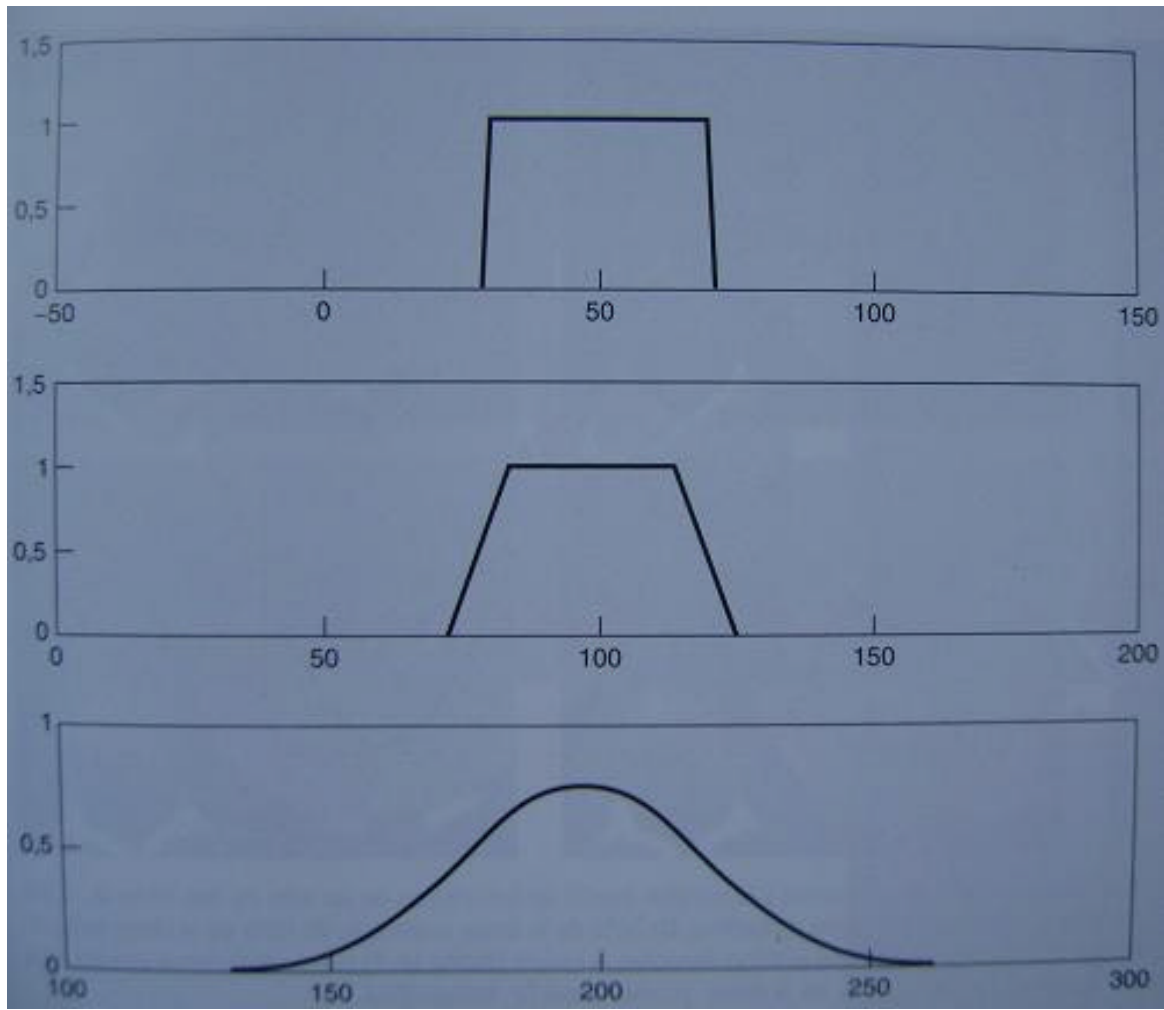


Figura 11: perfiles sensibles del corte: (arriba) respuesta cuadrada ideal, (medio) la penumbra ensancha los bordes, (abajo) el desplazamiento difumina la respuesta.

Resolución de contraste (bajo contraste):

La resolución bajo contraste de un dispositivo de obtención de imagen es su capacidad para distinguir un objeto de bajo contraste de su fondo. Esta propiedad es muy superior en la TC frente a las radiografías convencionales. La resolución de bajo contraste se mide empleando maniqués que contiene objetos de diverso tamaño con pequeñas diferencias en el valor de atenuación respecto del fondo (figura 12). Los métodos más aceptados para valorar la resolución de bajo contraste de un equipo se basan en la respuesta subjetiva de un observador para distinguir objetos distintos. Puesto que la diferencia entre la señal del objeto y la de su fondo es reducido, el ruido desempeña un papel importante para determinar la resolución de bajo contraste. Muchos factores que inciden en el nivel de ruido, como la corriente del tubo, su voltaje, el grosor del corte y el algoritmo de reconstrucción, también pueden repercutir

en la resolución de bajo contraste. Además de estos, el tamaño de los objetos y la configuración de la pantalla de visualización repercuten también en la detectabilidad del contraste bajo. En la TC, la diferencia de contraste entre objetos se define habitualmente como porcentaje del coeficiente de atenuación lineal¹¹: un 1% de diferencia de contraste se corresponde con una diferencia de 10 UH.

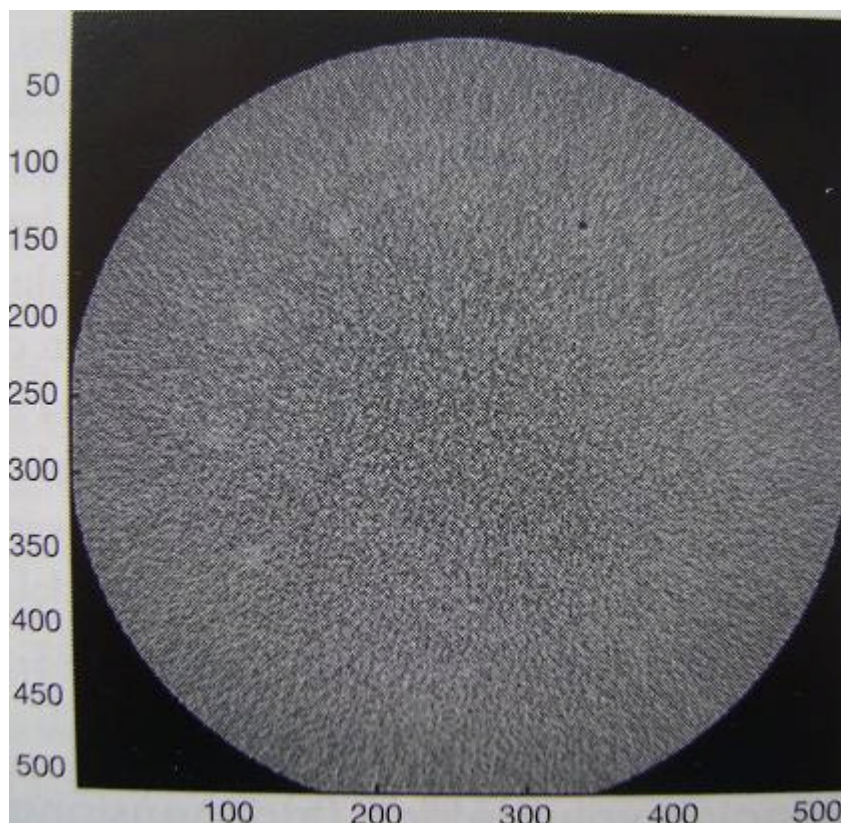


Figura 12: objeto de prueba para el detalle del contraste que comprueben la resolución del bajo contraste. El ruido oscurece las pequeñas diferencias

¹¹ http://nuclear.fis.ucm.es/webgrupo/labo/Lab_Detector_Gamma.html

Resolución temporal

La resolución temporal determina la velocidad a la que pueden registrarse señales cambiantes. A medida que avanza la tecnología de TC, la resolución temporal aumenta continuamente con el incremento de la cobertura de volumen y la velocidad de exploración. Una resolución temporal alta es particularmente deseable cuando se exploran estructuras en movimiento (p. ej: corazón, pulmones), así como cuando se aplican realces con medios de contraste dinámicos (ej. Angiografía por TC, estudios con perfusión).

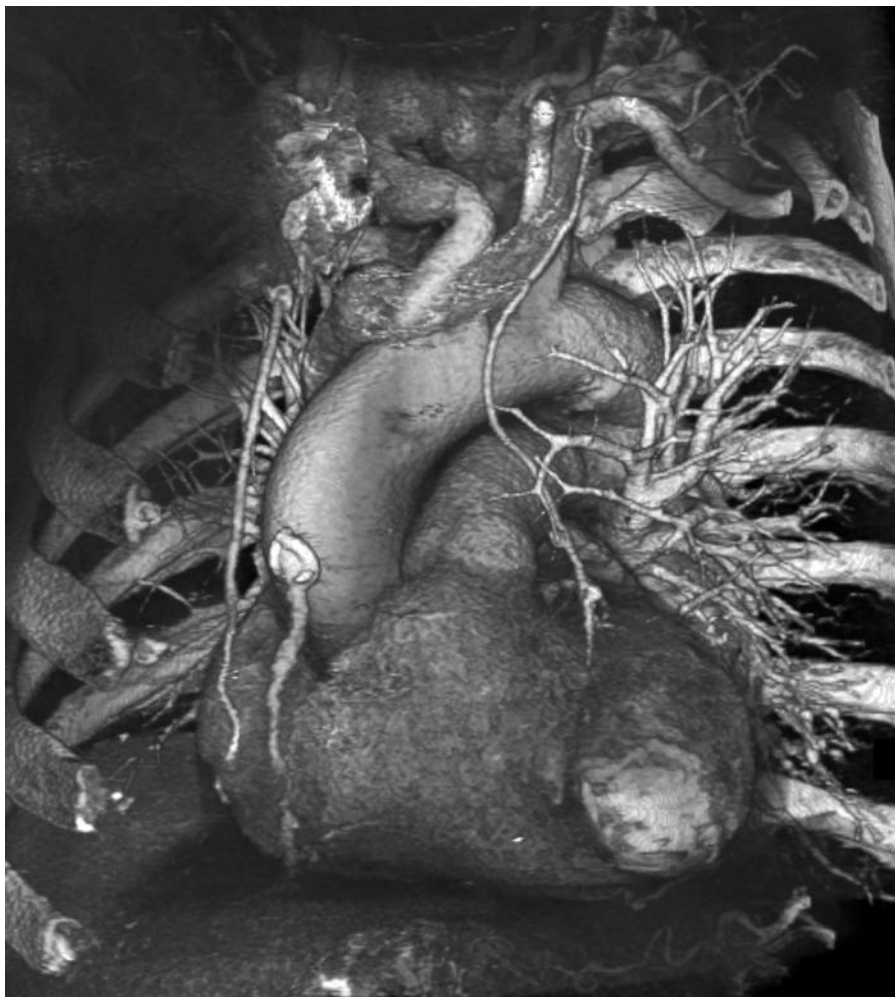


Figura 13: imagen del corazón en alta resolución temporal

Ruido

Otra clase de errores en las imágenes se debe a variaciones aleatorias y estocásticas en la señal, que no se repiten. Dado que el ruido no puede predecirse, sus efectos no son susceptibles de corrección, constituyendo así la limitación última a la cantidad de información que puede extraerse de una señal. El ruido puede caracterizarse por sus propiedades estadísticas, como la variancia o desviación típica de mediciones repetidas. La medición de mayor interés no es la magnitud absoluta de estas propiedades (que puede variar arbitrariamente cuando la señal se transforma en diferentes operaciones), sino más bien la proporción entre la señal media y su desviación típica, o proporción señal ruido (SNR). Es la señal ruido la que determina la cantidad de información que puede extraerse de una medición. Muchos tipos de imágenes (como las radiografías o fotográficas) están formadas por fotones, los cuales tienen propiedades de ruido descritas por las estadísticas de Poisson¹². En este caso, el promedio y la variancia de ruido presentan una relación muy simple (la variancia es equivalente al promedio), de forma que el cuadro de la señal ruido es simplemente igual al número medio de cuantos. Esta cantidad se denomina cuantos equivalentes de ruido, y constituye un parámetro aceptado de forma generalizada para caracterizar las propiedades de ruido de una imagen.

En la práctica clínica los valores de TC se miden a menudo para caracterizar la composición de tejidos como aire, grasa, agua y calcificaciones. La medición de los valores de TC está sujeta a las limitaciones físicas inherentes al equipo y a la fluctuación estadística o ruido. El ruido de imagen reduce asimismo la detectabilidad del contraste bajo. A menudo, se mide simplemente como la desviación típica de los valores de vóxel es un objeto de prueba hídrico homogéneo. El ruido de la imagen se ve afectado por un amplio número de parámetros, como el voltaje del tubo de rayos X, su corriente, el tiempo de exposición, la eficacia del detector, el grosor del corte, la velocidad de la mesa, la interpolación y el algoritmo de reconstrucción. El ruido de la imagen puede reducirse aumentando el voltaje y la corriente del tubo de rayos x, pero a costa de aplicar una mayor dosis radiactiva. A la inversa la reducción de la dosis radiactiva puede aumentar el ruido y mermar la resolución de bajo contraste.

¹² http://es.wikipedia.org/wiki/Distribuci%C3%B3n_de_Poisson

Por ejemplo, una reducción a la mitad de los miliamperios aumenta el ruido en un 41%. Aumentando el grosor de corte, se reduce el ruido, pero se reduce asimismo la resolución longitudinal. Un algoritmo de reconstrucción sencillo reduce el ruido, pero disminuye al mismo tiempo la resolución espacial del plano xy. Estas relaciones proporcionales entre parámetros de obtención de imagen deben comprenderse bien para poder elaborar protocolos de exploración y reconstrucción de la imagen. En la SDCT espiral¹³, puede emplearse el algoritmo de interpolación 360LI, en lugar de 180LI, cuando la reducción del ruido sea preferible a una buena resolución espacial longitudinal. Esta sencilla relación, sin embargo, puede no ser aplicable a la TCMD¹⁴

¹³SDCT=tomografía computarizada con un solo detector.

¹⁴TCMD=tomografiacomputarizada multi detector

Artefactos

Una señal puede contener errores o distorsiones susceptibles de repetición (recurrentes).

Ejemplo: si un paciente se mueve durante el paso de obtención de imagen, ciertas partes anatómicas pueden resultar borrosas o aparecer en posiciones distintas de su verdadera localización. Si el proceso de reconstrucción de la imagen requiere obtener datos lineales y uniformes, pero las mediciones no son uniformes por algún motivo, es posible que aparezcan artefactos, que pueden provocar una pérdida de información o adulteración de la imagen. Puesto que la distorsión es recurrente, en ciertos casos resulta posible eliminar o minimizar el error mediante un procesamiento adicional de la imagen. Por ejemplo. Si una determinada serie de píxeles aparece representada con un brillo mayor del que puede producir un tubo de rayos catódicos, puede ajustarse el marco/altura para presentar los píxeles con menos brillo. Dado que estos artefactos se manifiestan de forma peculiar y corresponden a prácticas específicas de obtención de la imagen, no existe una metodología general para describirlos universalmente.

Distorsión de una imagen real que dificulta la visualización de las estructuras adyacentes producida por diferentes causas. Los artefactos son los peores enemigos del licenciado.

Un artefacto es cualquier cosa que aparezca en la imagen reconstruida que no sea parte del objeto que ha sido escaneado (Fig. 14). También se caracterizan por una distorsión o un error en la imagen que no tiene ninguna relación con el objeto estudiado. Los artefactos pueden tener múltiples causas que, en general, se dividen en 2 grupos: los artefactos relativos a la exploración y los artefactos relativos al sistema.

Resulta muy importante reconocerlos, por lo que el primer paso sería repetir el estudio si aparece una estructura tomográfica dudosa. Se recomienda primero cambiar ligeramente la posición del paciente dentro del corte, ej. Cambiando la posición vertical de la mesa en más de 5 mm.



Fig. 14 Artefacto en la imagen por prótesis dentaria.

Artefactos relativos a la exploración:

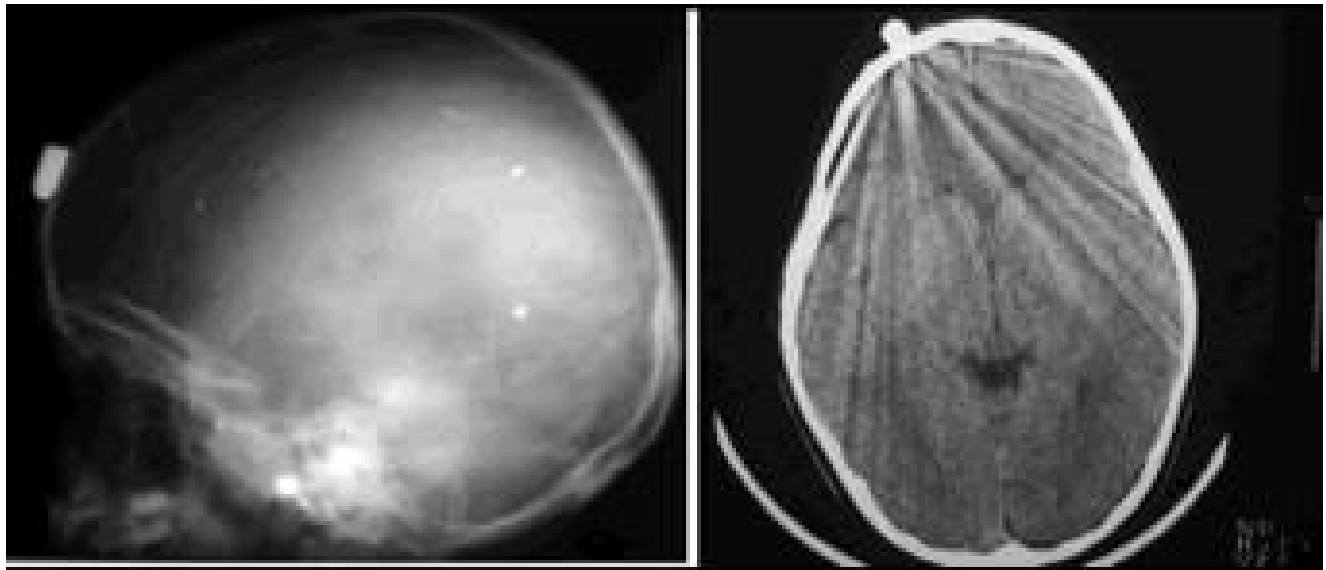
Artefactos por borrosidad cinética: movimiento voluntario o involuntario del paciente (figura 15). Cuando el paciente se mueve durante el tiempo de disparo, entonces la anatomía que tenga bordes con alto contraste producirá en la imagen artefactos en forma de rayas. Estas rayas son producidas debido a que los algoritmos de reconstrucción no son capaces de manipular de forma apropiada la gran cantidad de cambios en la atenuación de los voxels en el borde de la anatomía. En los estudios de cuello, por ejemplo, la deglución altera la calidad del examen en mayor medida que la respiración. Los artefactos provocados por los latidos del corazón se pueden resolver en los equipos modernos mediante las funciones "disparo por ECG" y "sincronización ECG". Los movimientos peristálticos presentan más complicaciones.

Es necesario antes de comenzar la exploración advertir al paciente que es necesaria una respiración controlada. En la TAC convencional se instruye al paciente para que respire antes de cada nueva adquisición de imagen y que luego contenga la respiración durante unos segundos. Con la técnica helicoidal, es necesario que no respire durante unos 20-30 segundos. Si el paciente no lo consigue, el movimiento diafragmático producirá borrosidad de la imagen con marcada disminución de su calidad.



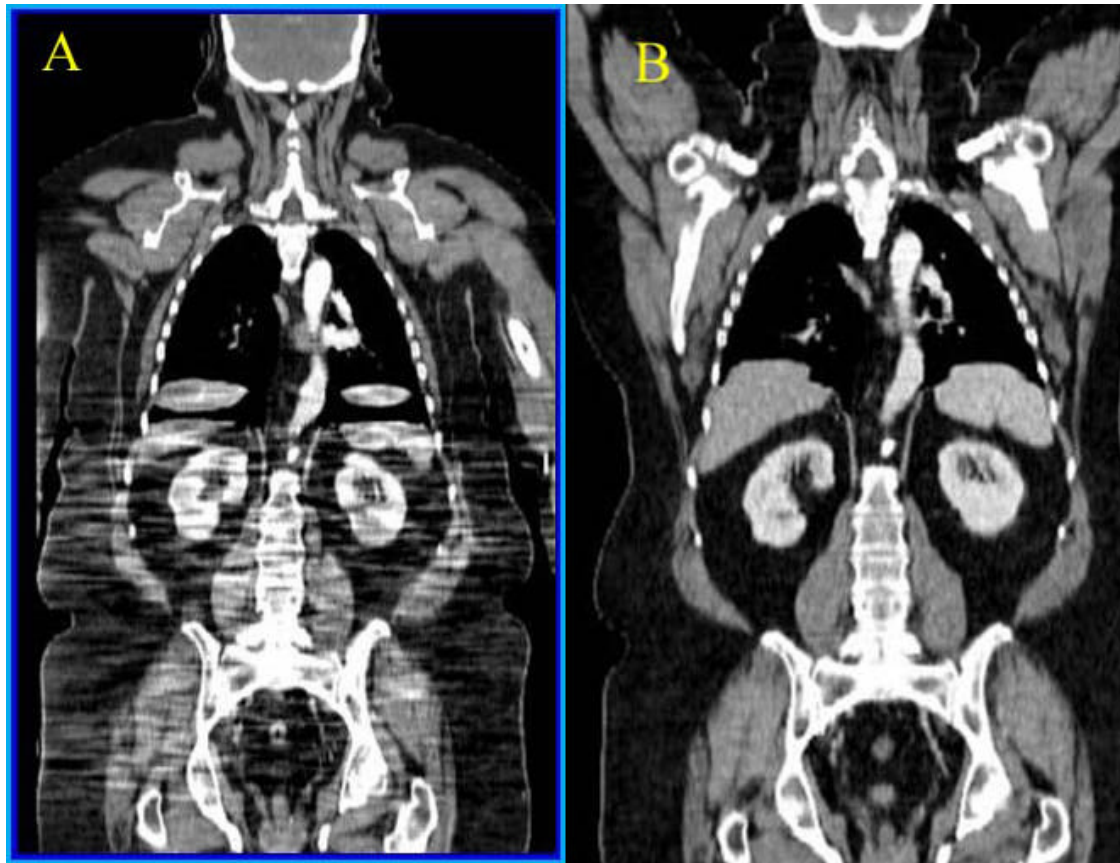
(Figura 15) Artefacto por movimiento.

Artefactos por presencia de cuerpos metálicos: los artefactos metálicos externos, como prótesis, dentaduras postizas, clavos, llaveros, cinturones, etc. se deben retirar antes de comenzar el estudio y son causados por un mal procedimiento en el algoritmo de trabajo del licenciado u operador del equipo durante la programación del estudio. Los artefactos metálicos internos, como pueden ser empastes dentales, prótesis y clips quirúrgicos que absorben los rayos X resultando en perfiles de proyecciones incompletas con pérdida extrema de datos que provoca la aparición de artefactos y dependiendo de la densidad y del tamaño, pueden provocar una absorción total de la radiación y producir como resultado las correspondientes rayas fuertes, negras o blancas, o artefactos en forma de estrella. Este tipo de artefactos puede ser reducido en los equipos modernos utilizando algoritmos de interpolación, en los equipos convencionales o incluso en equipos helicoidales de primera generación (un corte) esta es una de sus limitaciones.



(Figura 16) Artefacto metálico.

Artefactos por endurecimiento del haz de rayos X (beamhardening): cuando los rayos X atraviesan el tejido, la energía media del espectro de radiación se desplaza hacia una energía más alta (la absorción de los rayos X de baja energía por el objeto que está siendo estudiado, lo que provoca un incremento en la energía media del haz de rayos X, o su endurecimiento) e induce a que cambien los valores de los números Hounsfield. Depende de la densidad del material y del grosor del tejido a través del que pasan los rayos X en las partes del cuerpo que presentan una densidad similar a la del agua se puede compensar, pero en aquellas áreas de densidad alta tales como la cadera, los hombros o la base del cráneo, se pueden ver como rayas hipodensas o áreas con densidad reducida en forma circular.



(Figura 17) cortes coronales de TC que muestran un artefacto de endurecimiento del haz en el abdomen, debido a la posición de los brazos del paciente junto al cuerpo (A) Nótese que este artefacto no aparece cuando el paciente tiene los brazos por encima de la cabeza (B).

Artefactos por efecto del volumen parcial: los efectos de volumen parcial aparecen cuando las estructuras no ocupan todo el grosor de un corte, por ejemplo cuando una sección incluye parte de un cuerpo vertebral y parte de un disco, se producirá una mala definición de la anatomía. Esto ocurre igualmente si un órgano disminuye su tamaño dentro de un corte. También es la razón de la mala definición de los polos renales, de los límites de la vesícula o de la vejiga urinaria.



Figura 18: efecto volumen parcial por el hueso de la base del cráneo.

Artefactos por excesiva angulación del gantry: se ha comprobado que una excesiva angulación del gantry provoca artefactos. Con la utilización de los modernos equipos helicoidales multicorte se ha hecho posible prescindir de esta excesiva angulación.

Artefactos por existencia de contraste: el contraste residual, ya sea en la mesa o en la parte interna del gantry, puede provocar artefactos en la imagen.

Artefactos que se dan en el equipo tomográfico

Artefacto de anillos: es propio de los tomógrafos de tercera generación y de los equipos helicoidales en los que los detectores son parte de un arreglo que rota alrededor del paciente en una posición fija con respecto al tubo de rayos X. Durante la rotación del sistema tubo-detectores, los rayos medidos por cualquier detector formarán una tangente alrededor de un círculo. Estas desviaciones mínimas de los canales individuales del detector del nivel de calibración original pueden producir anillos o estructuras de artefactos anulares parciales en la imagen. Cuanto más cerca estén dichos canales del centro del detector, mayores serán estos efectos.

En un caso extremo, pueden aparecer anillos concentrados como un punto borroso en el centro del campo de exploración (el centro del campo de exploración aparece en el centro de la imagen si los parámetros centro X y Y son ambos cero). Tales anillos se reconocen fácilmente, pero un punto borroso en el centro del campo de exploración puede conducir a un diagnóstico incorrecto.

Los Artefactos de anillo vienen en varios tipos de anillos duros a blandos, anillos individuales (figura 19) y múltiples anillos (figura 20). Si la imagen ha sido ampliada o tenían variabilidad área aplicada el anillo puede mostrar como una curva o arco. Las reconstrucciones helicoidales pueden causar artefactos de anillo parcial.



(Figura 19) Artefacto anillo individual.

Un anillo duro suele ser un canal en fallo, en el detector o en las tarjetas conversoras del sistema de adquisición de datos (DAS). Siempre es más fácil ver el artefacto en una imagen homogénea, ejemplo: sobre el fantoma de agua del equipo.

Asegurarse de dar el tiempo al escáner para calentar y estabilizar la temperatura del Das.

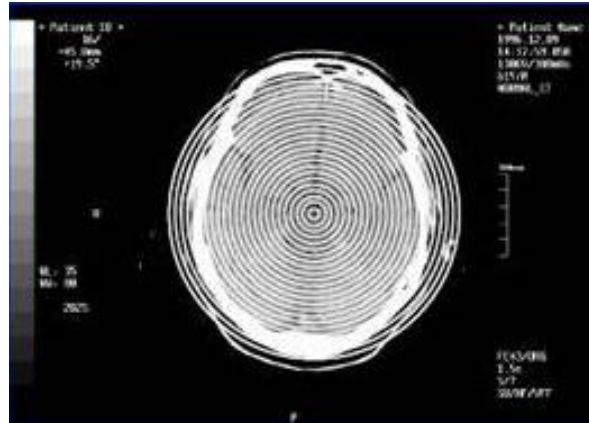
Si no está a la temperatura adecuada obtendrá artefactos de anillo suaves.

Si los anillos son suaves puede intentarse recalibrar para resolver el problema

Artefactos de anillo múltiples

La causa de múltiples anillos duros depende mucho del tipo de escáner en especial del tipo de DAS.

Muchos escáneres tienen buses de transferencia de datos en el DAS para lectura de datos. Un fallo en el multiplexor o en el buffer de transferencia de datos dará lugar a ningún dato de los canales más allá de ese punto y causara artefactos de múltiples anillos.



(Figura 20): Artefactos de anillo múltiples duros

Artefactos de anillo suaves

Anillos blandos son menos marcados y pueden aparecer más anchos que los anillos duros. Pueden ser más difíciles determinar cuál es la causa de la falla.

Anillos blandos se producirán con el tiempo por variaciones de los componentes del escáner (deriva, envejecimiento, etc). La primera cosa a comprobar es la última fecha de calibración del FOV escáner que tiene el problema y si recalibrar necesario.

Calibración de aire debe realizarse diariamente para obtener un rendimiento óptimo del sistema.

Calibraciones de aire automáticas se pueden activar durante el calentamiento del tubo en la mañana.

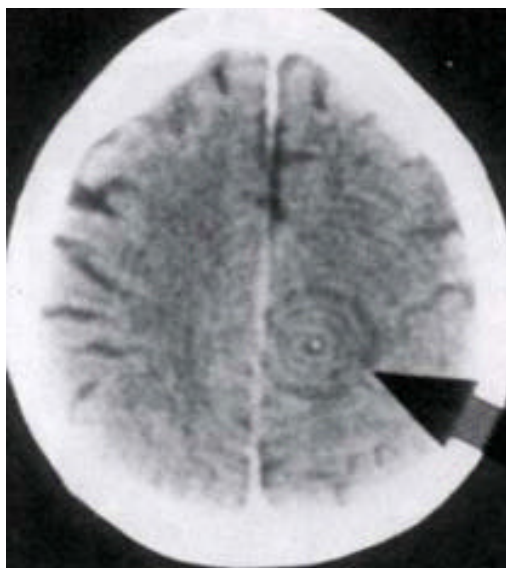
El gantry debe estar encendido al menos media hora antes del primer paciente para permitir la calefacción del detector y el DAS. Las variaciones de temperatura son uno de los principales factores que contribuyen a anillos blandos.

Otros factores que pueden causar artefactos de anillo son la óptica del escáner (colimador, superficie del detector, ventana de salida del tubo de RX)

Compruebe si hay derrames de contraste o daños en la superficie del detector.

Compruebe si hay rasguños u otros daños en la ranura del colimador.

Limpie adecuadamente la banda flexible de la ventana de RX del Gantry.



(Figura 20) Artefacto en anillos múltiples y suaves

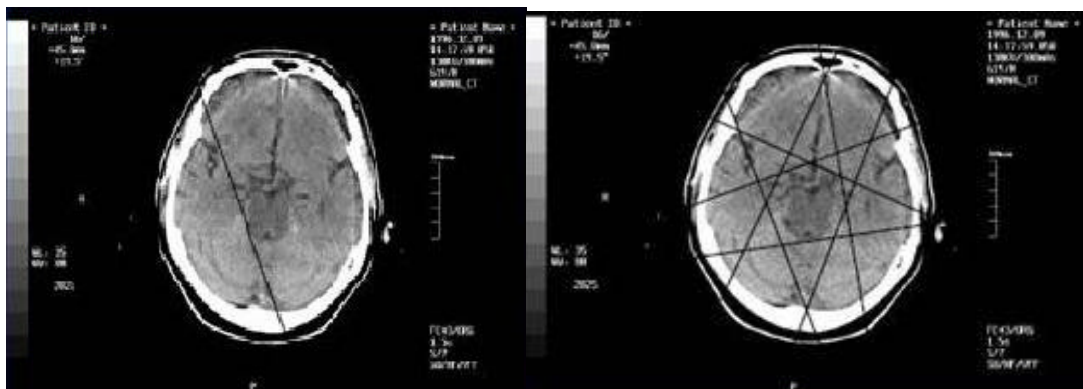
Sistema sin calibrar: si al comenzar la jornada laboral no se ha realizado la calibración, pueden producirse desplazamientos en la escala de Hounsfield. Debemos tener presente que cuando se inicia o reinicia el sistema, el detector todavía no ha alcanzado la temperatura de funcionamiento. Esto puede producirse, por ejemplo, justo tras encender la unidad, durante el calentamiento hasta la temperatura de funcionamiento (calibración), o debido a un periodo

prolongado de servicio del tubo de rayos X. Lo mismo se aplica a los defectos en el sistema de exploración. La comprobación diaria de calidad normalmente detecta y presenta tales discrepancias.

Rayas

Hay varios tipos de artefactos de raya, de una sola raya, múltiples rayas, ducha de rayas (showerstreaks) y rayas que nacen desde el borde de los huesos y de metal.

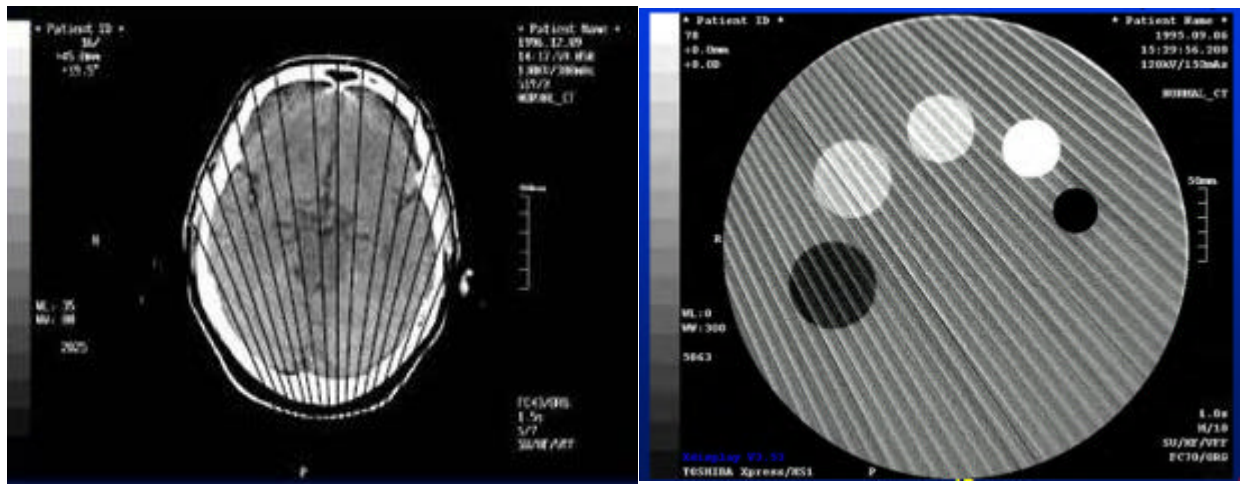
Rayas únicas y múltiples: son causadas por la pérdida de datos, ya sea en la adquisición o transmisión de los datos. Este tipo de rayas se originan como un punto en el RAW data (pérdida de un dato) o varias rayas desde varios puntos (pérdida de varios datos o de una proyección completa)



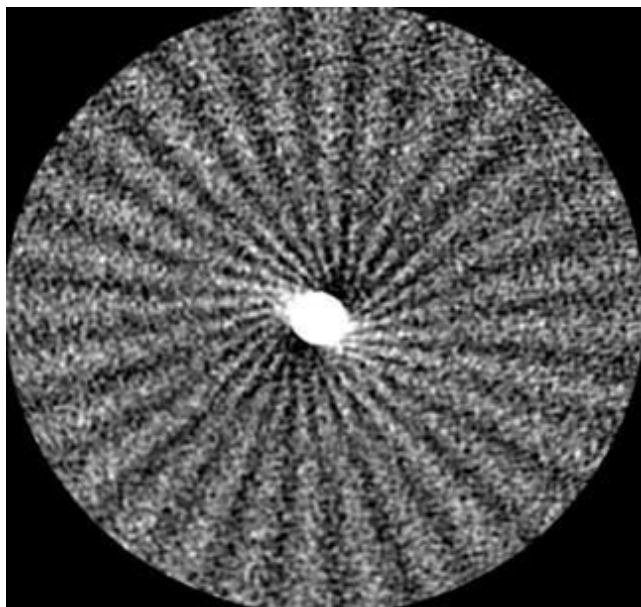
Ducha de rayas

Duchas de rayas a menudo se irradian desde un punto fuera del campo de visión y se dispersan a través de la imagen. Si las rayas siempre parecen irradiar desde el mismo punto que puede ser una pieza de metal como un aro, una moneda o un clip en el bolsillo o contraste derramado en la camilla.

Si el contraste se derramó sobre almohadillas o cojines o en el anillo de Mylar se provoca las líneas. Limpie el contraste de la parte afectada.



Artefactos técnicos del sistema por fallo de detectores (remolino): cuando se comprueba que la presencia de artefactos se debe a fallas de detectores, debemos solicitar el servicio técnico especializado.



(Figura 20) Artefacto en remolino

METODOLOGÍA

TIPO DE ESTUDIO: No experimental, transversal, descriptivo, de fuentes primarias.

VARIABLE: Artefactos que se producen con más frecuencia en las imágenes de la Tomografía Axial Computarizada en el DIME (Diagnostico Medico)

ARTEFACTO: Distorsión de una imagen real que dificulta la visualización de las estructuras adyacentes producida por diferentes causas. se caracterizan por una distorsión o un error en la imagen que no tiene ninguna relación con el objeto estudiado.

Los artefactos pueden tener múltiples causas que, en general, se dividen en 2 grupos: los artefactos relativos a la exploración y los artefactos relativos al sistema.

POBLACIÓN: Los pacientes de la clínica DIME.

MUESTRA: Los pacientes que se eligieron para su estudio (TC).

Técnicas, instrumentos y procedimientos

TECNICAS: entrevistas, observación.

INSTRUMENTO: Se realizarán preguntas en cuanto a lo que son los orígenes más frecuentes de los artefactos en la tomografía computarizada, debido a que se dan y si inciden en los resultados del diagnóstico final, sobre esto se quiere apuntar a que los profesionales expliquen los siguientes ejes que van a orientar a la investigación.

CONSIDERACIONES ETICAS: los participantes lo hicieron en forma voluntaria porque entendieron los objetivos de la investigación.

ANALISIS E INTERPRETACION DE RESULTADOS:

Como conclusión determine en el papel del licenciado en producción de bioimágenes que puede generar estudios de excelencia siempre y cuando este le asigne las indicaciones al paciente (debe estar en condiciones de recibirlas).

En cuanto al médico radiólogo este es capaz de determinar cada tipo de artefacto que se haya en las imágenes, y cuando se presentan dudas sobre algún tipo se le hacen unos cortes específicos/finos en la zona, a pesar de producirse artefactos en las imágenes en muchas de ellas se pueden apreciar las diferentes estructuras.

El bioingeniero del tomógrafo indico que los errores que puede producir el tomógrafo e inciden en la imagen son por la falta de calibración, calentamiento del tubo, además destaco que el tomógrafo debe estar instalado en un lugar donde no se produzcan vibraciones al girar el tubo, esto genera rayas en las imágenes, es decir, este debe estar en un lugar plano sin ninguna desviación en su base.

También se pueden dar errores por parte de los detectores (DAS, sistema de reconstrucción), estos se producen en forma de anillos, rayas, bandas.

Preparación de instrumentos de recolección de datos:

Ficha de observación:

Observar en el servicio los estudios de Tomografía Axial Computarizada, y así poder determinar cuáles son los artefactos más frecuentes.

Recolección de datos, trabajo de campo en la consola del operador del tomógrafo.

Inspección a todos los estudios desde la fecha 1º de abril del 2012 hasta el 28 de febrero del 2014

Equipo De Tomografía Axial Computarizada (Toshiba Auklet) Helicoidal

	2012									2013												2014		
MES	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1	2	TOTAL
Artefacto																								
Metal /Hueso	20	13	16	10	23	18	14	21	14	16	24	16	18	13	15	19	16	22	15	12	13	15	11	374
Artefacto																								
Fuera de foco/sobre peso	8	5	7	4	10	6	5	8	5	5	12	6	6	5	3	4	3	5	8	4	4	6	4	133
Artefacto cinético	8	9	5	6	6	4	7	7	6	5	7	4	3	3	4	5	3	6	4	2	1	3	2	110
Error técnico	4	3	6	5	3	0	3	4	3	2	3	4	4	2	0	2	3	3	5	1	0	3	4	67
Error del Tomógrafo	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
TOTAL DE ARTEFACTOS	40	30	34	25	42	28	29	40	28	28	46	30	31	23	22	30	25	36	32	19	18	27	21	695
TOTAL DE ESTUDIOS	104	96	89	80	106	94	96	110	80	94	109	95	98	88	84	99	100	95	91	80	75	85	83	2131

Este cuadro representativo, indica el total de las tomografías realizadas en el consultorio DiMe, mes por mes podemos observar las diferentes variaciones de los artefactos.

En el rango de tiempo en que se realizó dicho estudio, desde el primero de abril del 2012 hasta el 28 de febrero de 2014, se registraron un total de estudios de 2131, en el cual hubo un total de 695 errores apreciables en las imágenes.

En los cuadros se detalla mes por mes con sus respectivos artefactos; observamos que el artefactos más evidente es el que se da por las piezas metálicas (prótesis) y por los huesos más que nada en huesos de la base del cráneo, estos se dan en un total de 374 estudios.

El siguiente artefacto que deduje mediante estadísticas y datos es el que se produce por el exceso del foco (parte anatómica no entra en el campo de visión del tomógrafo, lo que produce borrosidades), exceso de peso o mala ubicación de la camilla, con un total de 133 estudios.

Otro que se da es por el movimiento del paciente, ya sea por estar traumatizado, inconsciente, mala respiración, etc. Estos se dan en 110 estudios del total.

Y por último fue el error del técnico ya sea por mal posicionamiento del paciente, mala indicación, y preparación de este, se dio en 67 estudios.

No se observaron falla en la imagen debido al equipo tomográfico. Cabe destacar que este tuvo unos problemas de encendido pero no afecto en el resultado de los estudios.

Represente un estimativo de lo que es el servicio de tomografía en la ciudad de Gualeguay en el DiMe (diagnostico medico), lo habitual del día a día es el estudio de cráneo, ya sea por cefalea, hipertensión, traumatizados.

Este es un estudio sencillo, esta protocolizado desde el comando del control del tomógrafo, tenemos dos protocolos ambos están dados con cortes de 10mm cada 10mm, generalmente el artefacto hueso en la base del cráneo se da por esto.

Uno incluye un scout (perfil de cráneo) en el cual ubicamos el paquete de secuencia de cortes con una determinada angulación. Es utilizado para pacientes que están conscientes y pueden mantenerse inmovilizado por un determinado tiempo.

El otro protocolo esta dado para los traumatizados, este no genera el scout, debido a que lo que precisamos en esta instancia es una imagen que sea diagnostica y por sobre todo debe ser lo más rápido posible, el protocolo esta dado para ver dos ventanas, una que se observa todo el marco óseo determinando si hay fracturas, y otro para lo que es parte blanda (hemorragias internas).

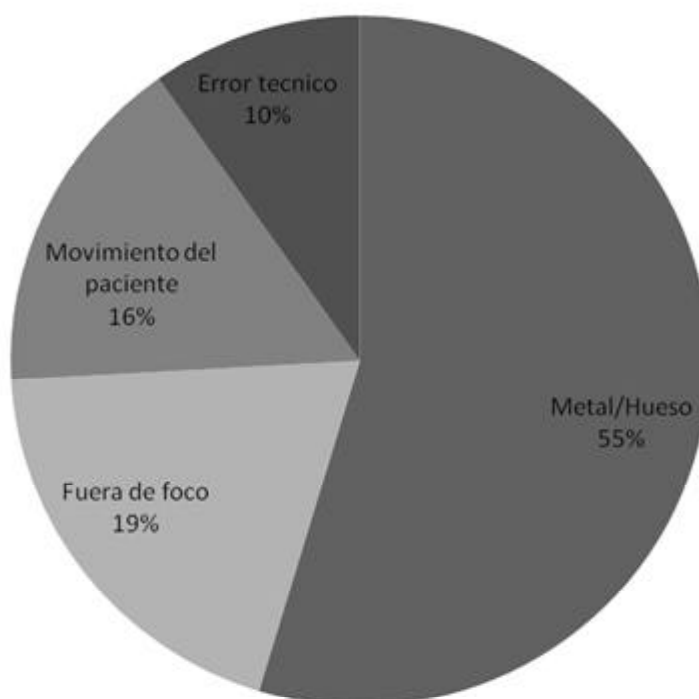
En cuanto a los estudios del cuerpo completo (tórax, abdomen y pelvis), generalmente se hacen con contraste endovenoso y oral, depende para que es solicitado dicho estudio. Por sobre todo antes de solicitar un turno con contraste, se le exige al paciente un previo examen de alergia al yodo.

Estos estudios están protocolizados todos de una misma manera, el equipo hace un scout largo, en el que incluye el tórax, abdomen y la pelvis, luego de esto hacemos unos cortes sin contraste en una región según cual sea el diagnóstico de dicho paciente, para después poder realizarle el barrido de cuerpo entero con el contraste yodado endovenoso, se le hace captando en el sistema venoso, y luego un tardío cuando el contraste está excretando por ambos riñones.

Generalmente acá se dan artefactos cinéticos, dado por la mala respiración, el paciente no colabora, o también una mala indicación al paciente (se le debe explicar claramente antes de comenzar el estudio).

Otro tipo de artefactos que se da es en las personas que tienen sobrepeso, esto va a generar que el campo de visión del tomógrafo computado no pueda abarcar el área de estudio, generando así imágenes borrosas y confusas.

ARTEFACTOS TOSHIBA AUKLET



En el gráfico de torta represente los diferentes errores que se dan en el tomógrafo computarizado del DiMe, determinando así un porcentaje.

El artefacto que más se da es el metal/hueso con un 55%, se da en estudios de cráneo en la cual la base de este genera rayas blancas que pueden llegar a confundir al médico en su diagnóstico. Además se da en pacientes con prótesis metálicas.

El siguiente artefacto es el que se da por fuera de foco con un 19%, este se da tanto por un exceso de peso del paciente lo que genera una imagen borrosa con poca calidad, también se da por una mala configuración del tomógrafo en manos del Licenciado en Producción de Bioimágenes.

El movimiento del paciente se da en un 16%, ya sea por un estado crítico de este.

Y por último tenemos el error de técnico con un 10%, mala preparación de contraste e indicación al paciente durante el examen.

Conclusión:

Durante la recolección de datos y observaciones al momento de realizarse los estudios tomográficos, logre determinar que muchos de estos artefactos se pueden reducir, tanto en los errores de técnico como en la preparación previa del paciente.

En cuanto a lo técnico los errores se pueden reducir haciendo las cosas siempre a conciencia, sin que haya distracciones externas (charlas con los médicos, etc) que generalmente se dan, por ejemplo el posicionamiento del paciente, una buena ubicación al momento de centrar el paciente en la gantry (esto va a generar que no quede fuera de foco). También el error es técnico si este no le indica al paciente lo que debe hacer durante la toma de las imágenes.

En tanto, en la preparación del paciente se da cuando uno le indica una cosa y los pacientes no responden, o no son capaces de recibir órdenes para un mejor estudio, y en fin lo que importa que este sirva como diagnóstico para que el medico pueda determinar su problema.

Al realizar dicha investigación note que el artefacto más frecuente es debido al efecto que producen los huesos (volumen parcial) y las piezas metálicas.

Los efectos de volumen parcial aparecen cuando las estructuras no ocupan todo el grosor de un corte, por ejemplo cuando estudiamos la base del cráneo, esta suele presentar rayas blancas, estas se pueden reducir haciendo cortes bien finos en el sector.

Con respecto a las piezas metálicas (prótesis) las proyecciones incompletas con pérdida extrema de datos que provoca la aparición de artefactos y dependiendo de la densidad y del tamaño, pueden provocar una absorción total de la radiación y producir como resultado las correspondientes rayas fuertes, negras o blancas, o artefactos en forma de estrella. Este tipo de artefactos puede ser reducido en los equipos modernos utilizando algoritmos de interpolación.

ANEXO

Modelo de Entrevista:

INVESTIGACION SOBRE:

Cuáles son los artefactos que se producen con más frecuencia en las imágenes de la Tomografía Axial Computarizada en el DIME (Diagnostico Medico) .

Al Lic. en Producción de Bioimágenes:

¿Cómo influye el Lic. En producción de bioimágenes en los artefactos de la TAC?

¿De qué manera puede prever estos artefactos?

¿Puede evitar todo tipo de artefacto?

Modelo de Entrevista:

INVESTIGACION SOBRE:

Cuáles son los artefactos que se producen con más frecuencia en las imágenes de la Tomografía Axial Computarizada en el DIME (Diagnostico Medico).

Al Bioingeniero del Tomógrafo:

¿Qué fallas del tomógrafo inciden en la imagen? ¿Debido a que se dan determinados errores?

¿Todo tipo de error en el equipo se puede mejorar?

Modelo de Entrevista:

INVESTIGACION SOBRE:

Cuáles son los artefactos que se producen con más frecuencia en las imágenes de la Tomografía Axial Computarizada en el DIME (Diagnostico Medico).

Al Medico Radiólogo:

¿Generan los artefactos problemas para el diagnóstico adecuado?

¿Cuáles son los artefactos que generan más dudas para poder realizar un diagnóstico factible?

Entrevistas

INVESTIGACION SOBRE:

Cuáles son los artefactos que se producen con más frecuencia en las imágenes de la Tomografía Axial Computarizada en el DIME (Diagnostico Medico).

PROFESIONAL: *MEDICO RADIOLOGO*

1) ¿Generan los artefactos problemas para el diagnóstico adecuado?

En nuestro servicio los artefactos que más afectan al diagnóstico y la presentación del estudio son los movimientos respiratorios, la perístasis y los elementos con densidad metálica.

2) ¿Cuáles son los artefactos que generan más dudas para poder realizar un diagnóstico factible?

Los artefactos más comunes que generan dudas, son el efecto del volumen parcial en tomografía cerebral y los elementos metálicos en cualquier parte del cuerpo.

PROFESIONAL: *BIOINGENIERO*

1) ¿Qué fallas del tomógrafo inciden en la imagen? ¿Debido a que se dan determinados errores?

Los artefactos que inciden en la imagen y que son originados en el equipo pueden ser:

1) Origen electrónico, ya sea en el detector, DAS, o unidad de reconstrucción: se manifiestan sobre la imagen en formas de anillos, rayas, bandas o como una imagen corrupta totalmente sin patrón reconocible.

2) Origen Mecánico: Vibraciones internas del detector al rotar o por problemas de apoyo en piso, variaciones de temperatura del detector, velocidad de rotación inestable, vibración de rodamiento de ánodo del tubo de RX y se manifiestan con manchas difusas sobre la imagen, perdida de resolución espacial por deterioro del foco del haz del tubo de RX, patrones

espiralados o en forma de rasguños difusos, variaciones de números CT.

3) De calibración defectuosa:

Inhomogeneidad y variaciones de números CT, anillos, aumento del nivel de ruido en la imagen, etc)

2) ¿Todo tipo de error en el equipo se puede mejorar?

Una vez que se produce una falla no se puede evitar hasta que se repara el equipo, salvo aquellas que tienen que ver con calibración defectuosa y que pueden corregirse con la calibración diaria sobre aire o con la calibración con fantoma de agua.

PROFESIONAL: LICENCIADO EN PRODUCCION DE BIOIMAGENES

1) ¿Cómo influye el Lic. En producción de bioimágenes en los artefactos de la TAC?

El Lic. En producción de bioimágenes con respecto a los artefactos de la Tomografía Axial Computarizada puede influir en cuanto a lo que es el posicionamiento del paciente y en lo que son los diferentes protocolos de adquisición de imágenes.

2) ¿De qué manera puede prever estos artefactos?

Hay artefactos que se pueden prever, como por ejemplo los que se dan por movimientos de los pacientes, se prevé explicándole bien al paciente lo que se le va a hacer y seguir así las indicaciones dadas si es que está en condiciones para esto.

3) ¿Puede evitar todo tipo de artefacto?

No, todos los tipos de artefacto no se pueden evitar.

Hay artefactos que se dan por piezas metálicas (prótesis, cirugías) que se hace imposible poder desplazarlas para un estudio excelente, no quiere decir que estas piezas no nos dejen hacer un estudio que sea diagnóstico para el Médico.

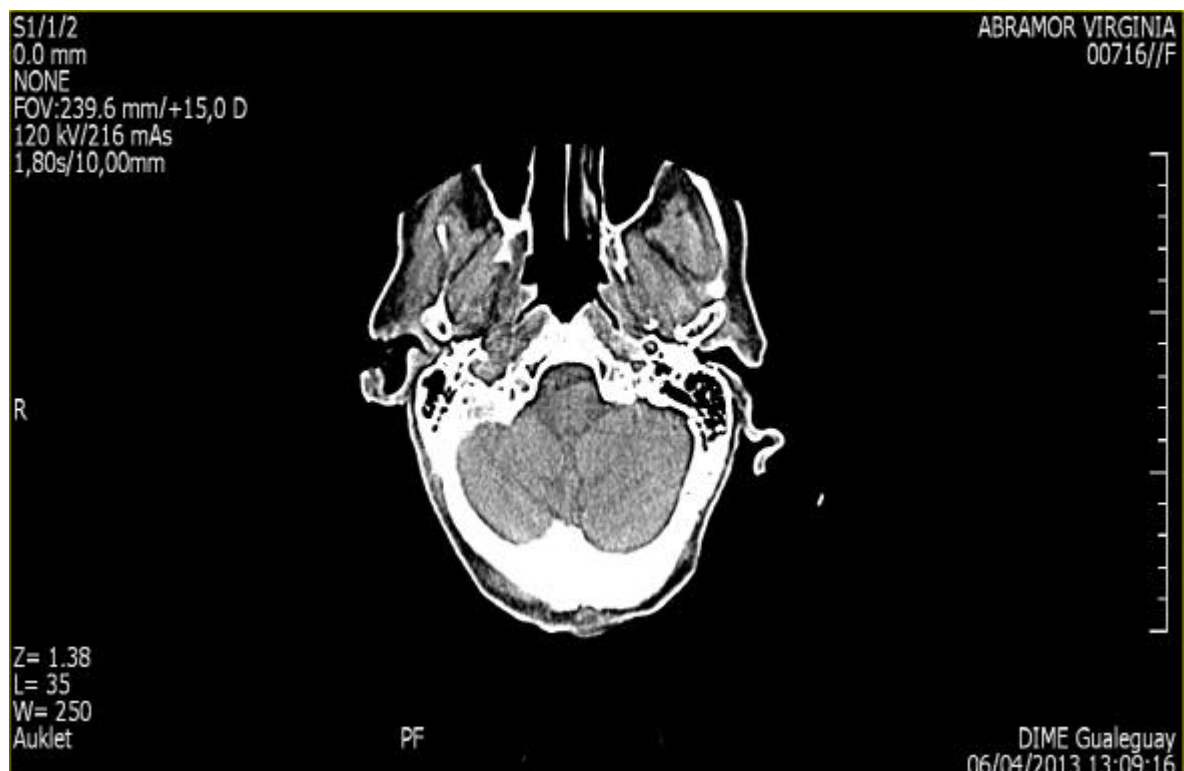
Otro artefacto que se produce y que es inevitable, es cuando el paciente está excedido de peso y no entra en el campo de visión del tomógrafo, esto genera una imagen sin mucha resolución, pero en fin diagnóstica.

También se da con pacientes traumatizados que no están aptos a recibir órdenes, se generan imágenes con movimientos (borrosas), a estas hay que volverlas a realizar, ya sea en el momento o cuando el paciente esté en condiciones.

Imágenes obtenidas del Tomógrafo Axial Computarizada (Toshiba Auklet) Helicoidal



Efecto volumen parcial de la base del cráneo sobre el cerebro, este efecto se puede reducir realizando cortes más finos en el sector.



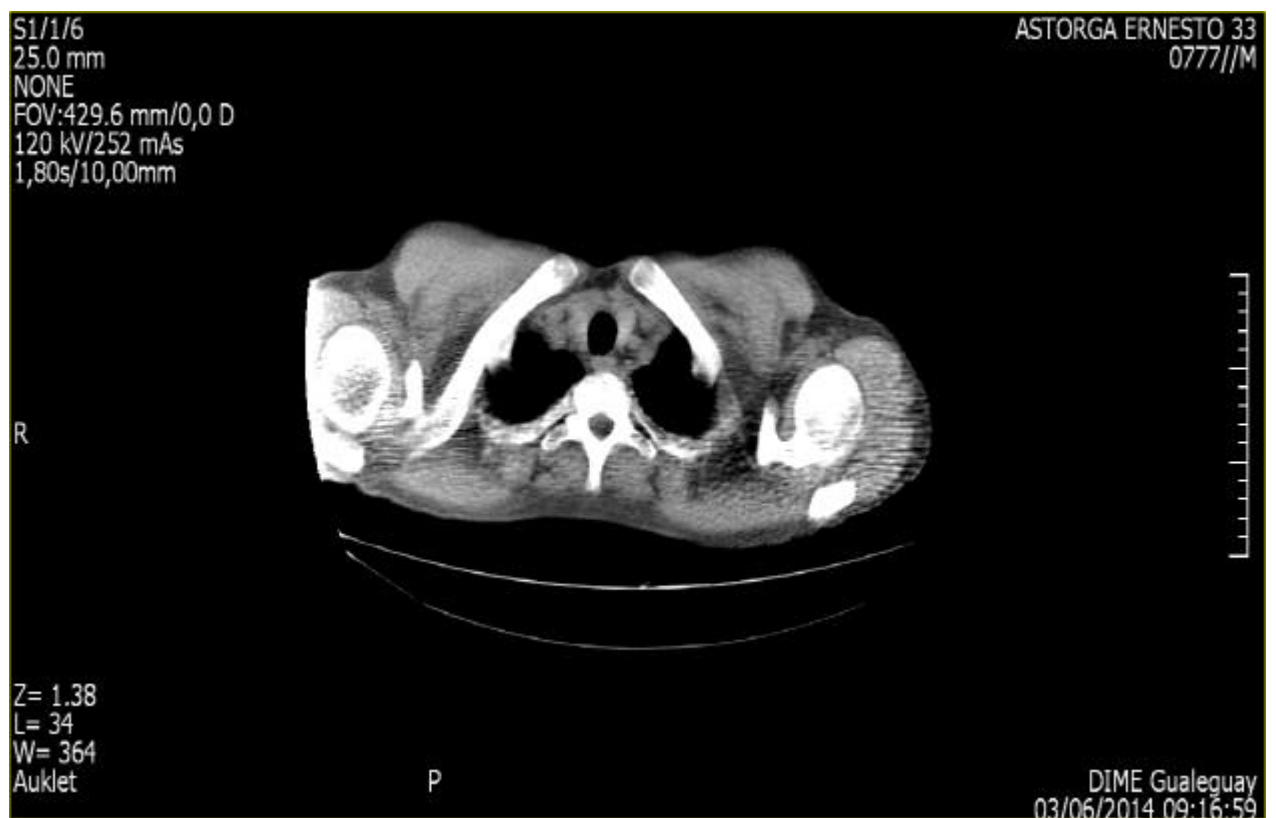
Error tecnico, en esta imagen se observa que se cortan los senos paranasales y parte de orbita, esto se debe a un campo de vision demasiado pequeño, lo reparamos agrandandolo y realizando un nuevo corte.



Artefacto metal, protesis dentaria, se observan imágenes con rayas.



Artefacto que se da cuando el paciente tiene sobre peso importante, este no entra en el campo de vision (FOV) del tomografo, observamos la baja resolucio de esta imagen.



Artefacto que se da por los hombros, se observan rayas a esa altura en toda la imagen.



Artefacto cinetico, movimiento del paciente o mala respiracion.

Bibliografía

<http://www.elbauradiologico.com/2013/05/tc-craneoencefalica-artefacto-anular.html>

<http://www.elbauradiologico.com/2013/01/calentamiento-del-tubo-y-calibracion.html>

Stewart C. Bushong. (1993). Manual de radiología para Técnicos. 1ª Edición. Ed. Mosby

Juan R Zaragoza. (1992) Física e instrumentación médica Ed. Salvat

José Luis Iturbe. (2001) Fundamentos de radioquímica. Universidad de México

<http://revistabme.eia.edu.co/numeros/4/art/Tomograf%C3%ADa%20computarizada%20por%20rayos%20X%20fundamentos%20y%20actualidad.pdf>