

TOMOGRAFIA

MANUAL DE TÉCNICAS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Introdução

Em 8 de novembro de 1895, um professor de Física teórica, o Doutor Wilhelm Conrad Roentgen (Fig 1.1), descobriu os raios X, em Wurzburg (Alemanha) , a partir de experiências com ampolas de Hittorf (Johann Wilhelm Hittorf - físico alemão) e Crookes(William Crookes- físico e químico inglês). Ao anoitecer do dia 8 de novembro de 1895, Roentgen escolheu um dos tubos Hittorf- Crookes de que dispunha em uma estante de seu laboratório, recobriu-o, com cuidado, usando uma cartolina preta , escureceu totalmente o laboratório e ligou o tubo aos eletrodos da bobina de Ruhmkorff. Ao passar a corrente de alta tensão através do tubo, verificou que nenhuma luz visível atravessara a cartolina preta que o revestia. Preparava-se para interromper a corrente de alta tensão quando percebeu que, a cerca de 1 metro do tubo, havia uma luz fraca. Sem entender o que se passava, Roentgen acendeu um fósforo e, com surpresa, verificou que a forma da misteriosa luz era um pequeno écran de platinocianeto de bário deixado sobre um banco. Roentgen sabia que a luz do *écran* não provinha dos raios catódicos e que pela distância , seria ela algum tipo de radiação. Sem saber qual a radiação, deu-lhe o nome de raios X.



Fig-1.1 Doutor Wilhelm Conrad Roentgen

Em 22 de dezembro de 1895, Roentgen fez a primeira radiografia da História, *de uma das mãos de Anna Bertga Ludwig Roentgen, sua mulher (cerca de 15 minutos de exposição).* (Fig-1.2)



Fig-1.2 Primeira radiografia da História (uma das mãos de Anna Bertha Ludwig Roentgen)

Em 23 de janeiro de 1896, Roentgen proferiu a primeira e única conferência científica a respeito de sua descoberta, na Sociedade Físico- Médica de Wurzburg. Nessa conferência, fez a radiografia da mão do anatomista Albert von Koelliker. Em 1901, recebeu o prêmio Nobel de Física pela descoberta. Os instrumentos reunidos por Roentgen e pelos primeiros eletrorradiologistas (operadores de raios x) resultaram em uma cadeia emissora de raios X de baixo rendimento (1 a 2mA), fazendo com que a radiografia da mão necessitasse de vários minutos de exposição, e a do crânio, cerca de 1 hora. Adaptação da descoberta de Roentgen para fins médicos foi feita por eletrorradiologistas e engenheiros.

Ambrose e Hounsfield, em 1972 apresentaram um novo método de utilização da radiação para medir descontinuidade de densidades, obtendo imagens, inicialmente do cérebro, com finalidades diagnósticas. Nesse método cujo desenvolvimento transcorria há 10 anos, seriam feitas diversas medidas de transmissão dos fótons de raios X , em múltiplos ângulos e, a partir desses valores, os coeficientes de absorção pelos diversos tecidos seriam calculados pelo computador e apresentados em uma tela como pontos luminosos, variando do branco ao preto, com tonalidades intermediárias de cinza. Os pontos formariam uma imagem correspondente à seção axial do cérebro, que poderia ser estudada ou fotografada para avaliação posterior. Hounsfield acreditava que um feixe de raios X continha mais informações do que aquela que seria possível capturar com o filme, e pensou que um computador talvez pudesse ajudar a obtê-las.

A Tomografia Computadorizada médica começa a desenvolver-se nos anos de 1960, de forma lenta, por falta de apoio matemático. A mais prematura demonstração foi feita pelo neurologista William Oldendorf, que, em 1961, construiu manualmente um sistema de construção de uma seção transversal de um objeto constituído de argolas de ferro e alumínio. Embora inventivo, o estudo experimental usou um método considerado tosco de uma retroprojeção simples. O invento resultante, patenteado, era considerado impraticável porque necessitava de extensa análise.

A contribuição matemática fundamental para o problema da reconstrução foi feita em 1963 e 1964, por Allan Cormack, físico e matemático. Ele estudava a distribuição dos coeficientes de atenuação do corpo para que o tratamento por radioterapia pudesse ser bem direcionado para tumor-alvo. Além disso, também estava desenvolvendo um algoritmo matemático para reconstrução tridimensional da distribuição da concentração de radionuclídeos a partir dos dados coletados de um equipamento de "câmara- pósitron", desenvolvido em 1962.

Nesse momento surge a figura de Hounsfield (Fig- 2.5). Engenheiro, experiente com radares, particularmente interessado em computadores, e com total liberdade da EMI para realizar suas pesquisas, foi o criador do primeiro computador totalmente transistorizado da

Inglaterra. E já tinha idéias de estudar o interior de objetos tridimensionais a partir da reconstrução obtida pela absorção heterogênea de radiação pelos diferentes componentes. Criou o protótipo e inicialmente, usou uma fonte de amerício- 241, emissora de raios gama. O tempo de aquisição da imagem foi de 9 dias, e o computador levou 150 minutos para processar uma simples imagem. A seguir, Hounsfield (Fig-2.6) adquiriu um tubo e um gerador de raios X, provavelmente porque os raios X tinham suas propriedades bem conhecidas, sendo uma fonte confiável de informação. Assim, o tempo de aquisição das imagens foi reduzido para 9 horas.

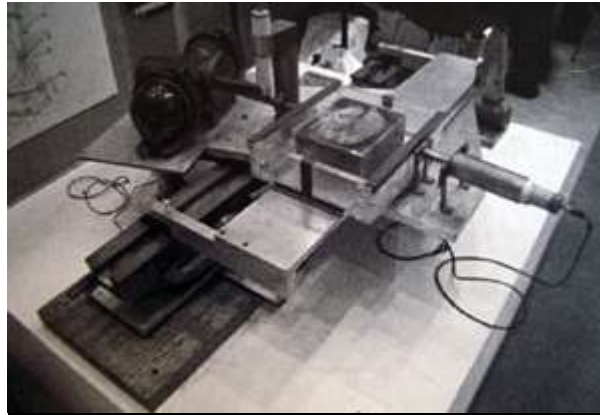


Fig-2.5 Protótipo de Hounsfield

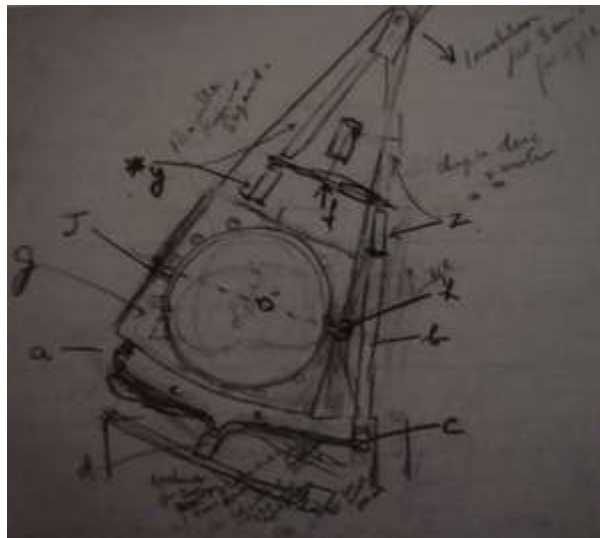


Fig-2.6 Desenho esquematizado do protótipo de Hounsfield pode ser visto na figura anterior, situado na parede atrás dele.

Após várias imagens experimentais com peças e animais, foi feita a primeira imagem diagnóstica, em uma paciente, selecionada pelo Drº Ambrose, com suspeita de tumor, no lobo frontal esquerdo, ainda não confirmado, a imagem obtida, mostrando a lesão causou euforia em Hounsfield e na equipe. Essas primeiras imagens foram mostradas no Congresso Anual do British Institute of Radiology, em 20 de abril de 1972. As reações foram de empolgação. Curiosamente, Hounsfield havia mostrado imagens seccionais de peças de cadáveres e de animais no congresso europeu realizado em Amsterdã no ano anterior, sem despertar nenhum interesse. A comunidade médica ali reunida não precebeu nem teve noção da revolução que se aproximava.

Em 1973, após 18 meses de uso do primeiro equipamento construído com finalidade clínica, Hounsfield e Ambrose apresentaram os resultados e sua experiência em artigos publicados.

O primeiro tomógrafo do Brasil foi instalado em São Paulo, no Hospital da Real e Benemerita Sociedade Portuguesa de Beneficência, em 1977. Logo depois, o primeiro aparelho do Rio de Janeiro iniciou funcionamento, em 28 de julho de 1977, na Santa Casa da Misericórdia. A tecnologia não parou de evoluir, criando os aparelhos chamados de segunda, terceira e quarta gerações, os modelos helicoidais, cada vez mais rápidos, com imagem mais refinada, tempo de realização do exame mais curto e custo de produção menor, reduzindo acentuadamente os preços dos equipamentos e dos exames. Atualmente já existem, na prática médica, os tomógrafos multidetectores de 64, 128 e 320 canais, o que transformou o estudo cardíaco pela radiologia. Esses exames fazem os exames em apnéia de aproximadamente 6 segundos. Surgindo em um momento no qual se pensava que a tomografia computadorizada não tinha mais pra onde evoluir, a aquisição volumétrica foi patenteada em 1976 e, em junho de 1980, imagens tridimensionais com resolução de 1.200x1.200 *pixels* foram obtidas e exibidas quase em tempo real.

INTRODUÇÃO

ASPECTOS FÍSICOS NA PRODUÇÃO DOS RAIOS X

A radiação correspondente á emissão de energia que, dependendo de sua natureza, pode ser corpuscular (partículas) ou ondulatória (ondas eletromagnéticas). A radiação corpuscular caracteriza-se por sua carga (carregada ou neutra), massa (leve ou pesada) e velocidade (lenta ou rápida). Prótons e nêutrons ejetados de núcleos atômicos e elétrons ejetados da eletrosfera são exemplos de radiação corpuscular. A eletromagnética não possui carga ou massa e caracteriza-se pela amplitude (tamanho) e frequência ou, alternativamente, pelo comprimento de onda. A luz visível, as ondas de rádio, os raios gama e os raios X são exemplos de radiações eletromagnéticas.

As radiações podem ser ionizantes ou não-ionizantes:

- **Ionizantes**- Quando a energia da radiação que incide sobre uma material é suficiente para arrancar elétrons dos seus átomos.

- **Não Ionizantes**- Quando a energia da radiação que incide sobre um material *não* é suficiente para arrancar elétrons dos seus átomos. Nesse caso, pode ocorrer a excitação do átomo, e elétrons são levados a camadas mais externas do átomo, sem serem ejetados.

Para a excitação de um elétron, a energia fornecida pela radiação deve ser igual á diferença de energia os níveis de origem e de destino do elétron. Isso porque os eletrons encontram-se em níveis de energia bem definidos nas camadas eletrônicas dos átomos.

PROPRIEDADES DOS RAIOS X

- **Atravessam objetos**: Atravessam objetos tanto melhor quanto menor for o comprimento de onda.

- **São absorvidos pelo objeto que atravessam**: Corresponde á deposição local de energia no objeto irradiado. Essa absorção é tanto maior quanto mais espesso ou denso for o objeto e, também, quanto mais elevado for o número atômico que o compõe.

- Produzem radiação secundárias em todos os corpos que atravessam.

- Fazem fluorescer certos sais metálicos: Os raios X fazem fluorescer alguns sais metálicos, como o sulfato de zinco-cádmio, o tungstato de cálcio e os sais luminescentes de terras raras. Essa propriedade é usada nos *écrans* intensificadores.

- Enegrecem emulsões fotográficas (emulsão de bromo e prata): Os raios X provocam, de modo latente, modificação dos grãos de bromo e prata, perceptível ao olho humano somente após um processo químico (revelação da emulsão fotográfica).

-Propagam-se em linha reta: Propagam-se em linha reta do ponto focal para todas as direções.

-Ionização: Transformam gases em condutores elétricos.

-Exercem efeitos biológicos: Esse efeito apresenta aplicação prática, a radioterapia e determina, também, a necessidade de adoção de medidas de proteção radiológicas para operadores e pacientes.

APARELHOS DE RAIOS X

O equipamento responsável pela geração de raios X é constituído por: *transformador (gerador) de alta tensão com retificadores de corrente, mesa de comando; sistema emissor de raios X (tubo de raios X inserido na cúpula); cabos elétricos que ligam a mesa de comando ao gerador; e cabos de alta tensão que ligam o gerador ao tubo de raios X.*

CATÓDIO

É responsável pela liberação dos elétrons, que irão chocar-se no anódio, produzindo raios X e calor. É constituído por um ou dois filamentos helicoidais de tungstênio, que suportam temperaturas elevadas (acima de 2000°C) e se localizam no interior de um "copo raso", denominado coletor eletrônico, cuja função é evitar a dispersão dos elétrons liberados. A maioria dos tubos contém dois filamentos de comprimento diferentes e características elétricas distintas (o maior relaciona-se com o foco grosso e o menor, com o foco fino)

ANÓDIO

É uma placa metálica de tungstênio, ou liga de tungstênio-rênio, ou molibdênio (mamógrafos), que tem angulação com eixo do tubo e é capaz de suportar as altas temperaturas resultantes do choque dos elétrons oriundos do catódio. O material mais apropriado para um anódio é o tungstênio (W), que tem número atômico alto (74), ponto de fusão elevado (3.410°C +- 20°C) e boa condutividade térmica (semelhante à do cobre).

O anódio pode ser de dois tipos:

- Anódio Fixo (estacionário);

- Anódio giratório.

CÚPULA OU CARÇAÇA

Corresponde a um invólucro metálico (duplo) revestido internamente de chumbo, em cujo interior é colocado o tubo de raios X imerso em óleo de isolamento e refrigeração (Fig 3.5). A cúpula (carcaça) do tubo de raios X tem as funções de proteção mecânica e elétrica do tubo, dissipação de calor e absorção da radiação extrafocal. A cúpula (carcaça) contém um orifício de vidro (parte sem metal), por onde emerge o feixe de radiação, denominado janela.

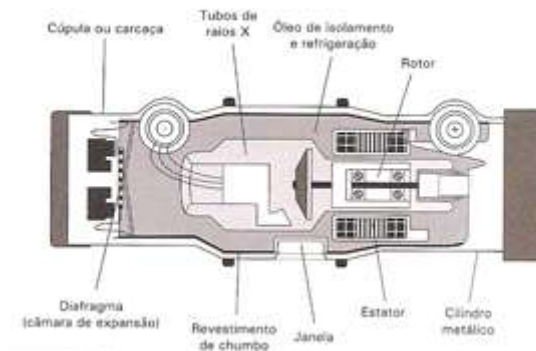


Fig 3.5- Esquema de um tubo de raios X com anódio giratório dentro da cúpula.

Dissipação de calor

A dissipação do calor do tubo de raios X ocorre pelo contato do tubo com o óleo (no interior da cúpula) e pelo contato da cúpula (carcaça) com o ar ambiente. Em tubos que necessitam de dissipação do calor mais intensa (dissipação forçada), esta é feita por meio de:

- Ventilador na cúpula (carcaça).
- Circulação de água dentro de uma serpentina em contato com o óleo da cúpula (carcaça).
- Circulação e refrigeração do óleo.

FEIXE DE RADIAÇÃO

O rendimento na geração de raios X é muito pequeno, pois aproximadamente 99% da energia de frenagem dos elétrons converte-se em calor e apenas cerca de 1% em raios X. Do volume de raios X produzidos (1% da energia de frenagem dos elétrons), apenas cerca de 10% podem ser aproveitados para realização do exame radiográfico (radiação útil). Na realidade, os raios X são produzidos em toda a área de impacto dos elétrons no anódio (ponto ou pista focal), dispersando-se a partir daí em linha reta para todas as direções de uma meia esfera. Apesar do direcionamento dos elétrons para o anódio, pode ocorrer o choque de alguns elétrons com outras estruturas do tubo de raios X (até mesmo na parede

do tubo) produzindo radiação de baixa energia, denominada radiação extrafocal, que é absorvida no próprio tubo e na cúpula (carcaça).

A intensidade do feixe de radiação é diretamente proporcional ao fluxo eletrônico.

Quanto maior for a intensidade da corrente (maior mA), maior será o número de elétrons disponíveis e, por conseguinte, maior será a quantidade de raios X.

A qualidade do feixe de radiação é diretamente proporcional à tensão (KV) aplicada ao tubo.

Quanto maior a tensão (KV) aplicada ao tubo, menor será o comprimento de onda dos raios X e maiores serão a energia de aceleração dos elétrons, o poder de penetração do feixe de radiação e, consequentemente, a qualidade do feixe.

O feixe de radiação que emerge do anódio não é monoenergético. Ele é formado por fótons que variam com a tensão total (KV) aplicada ao tubo de raios X, ou seja, por fótons originados desde uma tensão (KV) mais baixa (menos energéticos) até os originados na tensão de pico (mais energéticos). A energia máxima do feixe de radiação é determinada pela tensão de pico (KV máximo) aplicada ao tubo.

Quanto menor a flutuação da tensão (KV) total aplicada ao tubo de raios X (mais próxima da tensão de pico), mais homogêneo tende a ser o feixe de radiação formado.

FEIXE ÚTIL DE RADIAÇÃO

Os raios X que saem pela janela da cúpula (carcaça) são denominados feixe útil de radiação e correspondem a apenas cerca de 10% de toda a radiação gerada no tubo de raios X. Como apenas o feixe útil de radiação tem importância na formação de imagem radiográficas, toda referência aos raios X ou feixe de radiação corresponderá ao feixe útil de radiação (Fig-3.12)

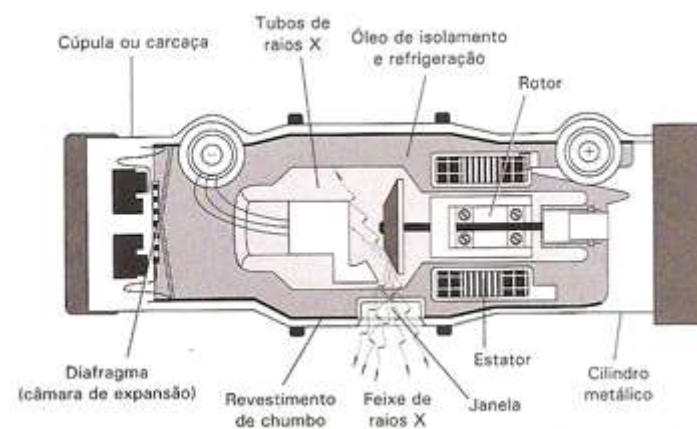


Figura- 3.12- Esquema mostrando a formação e emissão do feixe de raios X em uma sistema tubo-cúpula), em corte longitudinal

O feixe útil de radiação é divergente e de formato cônico. Não é uniforme em intensidade em um plano transversal em decorrência, basicamente, de dois fatores:

1- Lei do inverso do quadrado da distância- A intensidade da radiação descrece proporcionalmente ao quadrado da fonte emissora (Fig-3.13).

2- Efeito anódio- Corresponde à absorção, pelo próprio anódio, de fótons X do feixe de radiação, que emergem rasantes no anódio, determinando a atenuação do feixe de radiação do lado do mesmo. Essa atenuação (cerca de 5%) torna-se mais evidente em angulações muito pequenas do anódio e nas menores distâncias foco- anteparo (filme radiográficos).

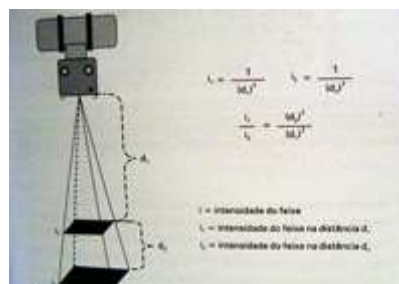


Fig-3.13- Esquema ilustrando a "Lei do inverso do quadrado da distância"

FATORES DE EXPOSIÇÃO RADIOGRÁFICA

Conjuntamente denominados técnicas radiográficas, são um grupo de fatores controlados pelo operador (técnico, tecnólogo ou médico), que determinará as características do feixe de radiação. São eles: *o miliampéres, o tempo de exposição, o quilovolt e a distância foco-filme.*

Miliamperagem (mA)

Representada pela sigla *mA*, determina a intensidade do feixe de radiação, que é proporcional à intensidade do fluxo de elétrons no interior do tubo de raios X. A variação da miliamperagem não apresenta nenhum efeito na energia do feixe de radiação. Teoricamente, afeta apenas a taxa de produção dos raios X (quantidade), e não a energia dos fótons

Tempo(s)

Representado pela sigla *s*, corresponde ao tempo de irradiação. Em radiologia diagnóstica, é medido em segundos ou fração de segundos.

Miliamperagem por segundo (mAs)

Representada pela sigla *mAs*, corresponde ao produto da miliamperagem e do tempo de exposição. Determina a quantidade total de raios X produzidos em um determinado tempo, e é responsável pelos contrastes fortes.

É determinada pela fórmula $mAs = mA \cdot s$, em que:

mAs = miliamperagem por segundo

mA = miliamperagem

s = segundo (tempo)

Quilovolt (KV)

Representado pela sigla KV, determina a energia (qualidade) do feixe de radiação. O quilovolt (KV) pode ser obtido pela fórmula:

$$KV = 2e + k, \text{ em que:}$$

KV = quilovoltagem a ser utilizada na radiografia.

e = espessura da região anatômica a ser radiografada no trajeto do raio central, expressa em centímetros e obtida com o auxílio de uma espessômetro (instrumento utilizado para essa finalidade)

K = constante do aparelho de raios X para a incidência (região anatômica) a ser realizada.

Distância (d)

Representada pela sigla d , corresponde à distância foco-anteparo (filme radiográfico).

QUALIDADE DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

A qualidade diagnóstica da imagem leva em consideração o tipo de informação que se pretende obter. A imagem radiográfica de boa qualidade deve reunir o máximo de contraste e nitidez, priorizando-se, sempre, a maior proteção radiológica possível do paciente.

Nitidez

Pode ser definida como a delimitação mensurável dos detalhes de uma imagem, ou seja, a boa visualização dos contornos de uma região anatômica. A falta de nitidez de uma imagem, também denominada *fou*, corresponde à imagem com contornos pouco definidos (borrados). Pode dividir-se em dois grupos: estática (geométrica), determinada basicamente pelos fatores geométricos da formação da imagem radiográfica, e dinâmica (cinética), causada pelo movimento (voluntário ou involuntário) do órgão ou da região examinada.

Contraste

Pode ser definido como a diferença entre as densidades ópticas máxima (preto) e mínima (branco) da imagem radiográfica e, inclusive, ser influenciado pelo nível de exposição e pela radiação espalhada.

Nível de exposição (KV e mAs)

Como relatado anteriormente, na interação do feixe de radiação com o objeto, a *absorção* (efeito fotoelétrico) resulta em maior contraste da imagem radiográfica do que a *difusão* (efeito Compton). Para reduzir a difusão (efeito Compton), aumentando a *absorção* (efeito fotoelétrico), deve-se reduzir a energia total do feixe de radiação (redução do KV), com consequente aumento da intensidade do feixe (aumento do mAs). Isso deve ser feito com critério, pois acarreta aumento da "dose-pele" (dose de radiação na pele) no paciente (proteção radiológica).

Radiação espalhada ou difusa

Também denominada radiação secundária, corresponde à radiação gerada em função da difusão, que reduz o contraste da imagem radiográfica.

A radiação espalhada (secundária) é tanto maior quanto:

- Maior for o volume do corpo atravessado.
- Menor for a densidade da matéria irradiada.
- Maior for a energia do feixe de radiação (alto KV). Aumenta rapidamente de intensidade a partir de 80KV.
- Maior o tamanho do campo irradiado.

A radiação espalhada (secundária) deve ser eliminada ou reduzida ao máximo possível, para evitar perda da qualidade da imagem radiográfica. Isso pode ser obtido mediante a limitação do campo irradiado, com o uso de grade antidifusora, ou pela técnica do espaço de ar (*air gap*).

Controle da radiação espalhada

- **Limitadores de campo:** são os diafragmas (máscaras), cones e cilindros e os colimadores ajustáveis que têm a função de limitar o campo irradiado, evitando a irradiação de zonas inúteis ao exame.
- **Grade antidifusora:** criada pelo Dr. Gustav Bucky, consiste em um conjunto de finas lâminas de chumbo separadas por um material radiotransparente muito leve (papel, fibra de carbono etc), cujas bordas (superior e inferior) são paralelas (Fig-3.18). Pode ser de dois tipos:
 - *Grade fixa (sem movimento)*
 - *Grade móvel, também conhecida como Potter- Bucky*, desenvolvida pelo Dr. Hollis E Potter, consiste na movimentação lateral da grade, "apagando" da imagem radiográfica a projeção das linhas de chumbo no filme radiográfico. O movimento da grade deve iniciar-se antes da emissão do feixe de radiação e terminar após a emissão dos raios X. Em outras palavras o

tempo de movimentação da grade deve ser superior ao tempo de exposição para evitar o fenômeno conhecido como "grade parada", que corresponde à visualização da projeção das lâminas de chumbo no filme radiográfico.

A razão da absorção de determinada quantidade de radiação útil (primária) pela grade, torna-se necessário aumentar a energia (KV) do feixe de raios X para manter a mesma densidade óptica no filme radiográfico. *Técnica do espaço de ar (air gap): consiste na filtração da radiação espalhada (secundária) através do espaçamento entre o objeto (irradiado) e o filme radiográfico, ou seja, com o aumento da distância objeto- filme. Apresenta como inconveniente da ampliação da imagem radiográfica.*

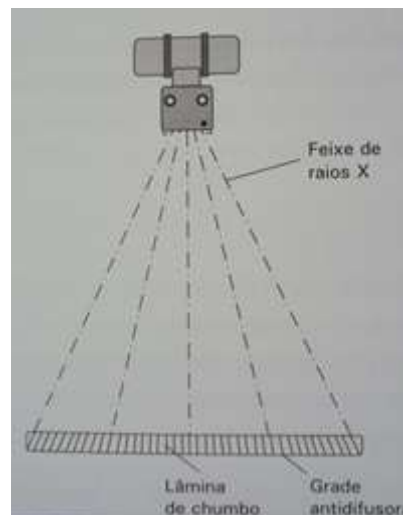


Fig - 3.18 Esquema de uma grade antidifusora

Filtração do feixe de radiação

A filtração do feixe de raios X corresponde à absorção de um intervalo particular de comprimentos de onda do feixe de radiação. A radiação de baixa energia (grande comprimento de onda) pouco penetrante, apesar de muito intensa, não contribui para a formação da imagem radiográfica e é nociva ao paciente, pois é absorvida nos tecidos superficiais (pele). Esse tipo de radiação deve ser removida do feixe.

Filtração inerente- corresponde a filtração do feixe de radiação produzida pela parede de vidro do tubo de raios X, pelo óleo de refrigeração e isolamento e pela janela da carcaça que envolve o tubo de raios X.

Filtração adicional- corresponde à adição de filtros apropriados colocados no lado externo da janela da carcaça.

Qualidade do feixe de raios X e camada semi-redutora

A qualidade de um feixe de raios X é descrita por sua distribuição espectral e medida pela camada semi-redutora (CSR). A CSR é definida como a espessura de um material-padrão, por sua vez necessário para reduzir o número de fótons transmitidos à metade de seu número original. Quanto mais energético for o feixe de radiação (maior KV), maior será a espessura do material.

ALGUMAS CONSIDERAÇÕES

- A VOLTAGEM INFLUENCIA A QUALIDADE DOS RAIOS X

-A QUANTIDADE DE RAIOS X, OU A INTENSIDADE DO FEIXE DE RADIAÇÃO, É PROPORCIONAL À mA.

- A MILIAMPERAGEM POR SEGUNDO (mAs) É RESPONSÁVEL PELOS CONTRASTES FORTES, OU SEJA, O PRETO E O BRANCO.

- EM UMA MESMA UNIDADE DE TEMPO, QUANTO MAIOR FOR A mA, MAIOR SERÁ A QUANTIDADE DE RAIOS X. ENTÃO, COM ALTA mA, PODE -SE CONSEGUIR GRANDE QUANTIDADE DE RAIOS X, EM CURTO TEMPO.

TIPOS DE TOMÓGRAFOS

Atualmente, são conhecidos vários tipos de tomógrafos: *convencional, helicoidal, multidetectores (multislice) e dual source (duas ampolas)*, estes últimos ainda em fase de desenvolvimento. Devemos lembrar que já existem tomógrafos de 320 detectores, os quais são utilizados para a prática cardiológica ou o estudo perfusional do encéfalo.

COMPOSIÇÃO

Um aparelho de TC é composto de (Figura 4.1):

- **Gantry ou pórtico:** A maior parte de um tomógrafo; em seu interior, ficam o tubo de raios X, os detectores e os sistemas de aquisição de dados(DAS), que giram 360° em torno do paciente.

- **Mesa.**

- **Central de processamento de dados(CPU)**

- **Console:** Conjunto de teclas alfanuméricas e teclas de comando que permitem ao operador controlar as funções do sistema.

- **Monitor.**

- **Gerador.**



Figura 4.1- Partes de um tomógrafo

Convencional

Para a obtenção de uma TC, o paciente é colocado em uma mesa que se desloca para o interior de um anel com cerca de 70cm de diâmetro. Em torno deste encontra-se uma ampola de raios X, em um suporte circular designado *gantry*. Do lado oposto à ampola

encontram-se os detectores, responsáveis por captar a radiação e transmitir essa informação ao computador ao qual está conectado. Nas máquinas sequenciais ou de terceira geração, durante o exame, o gantry descreve uma volta completa (360°) em torno do paciente, com a ampola emitindo raios X que, após atravessarem o corpo do paciente, são captados na outra extremidade pelos detectores. Esses dados são, então, processados pelo computador, que analisa as variações de absorção ao longo de secção observada, e reconstrói esses dados sob a forma de uma imagem. A "mesa" avança então mais um pouco, repetindo-se o processo para a obtenção de uma nova imagem, alguns milímetros ou centímetros mais abaixo.

Helicoidal

Na tomografia helicoidal ou de quarta geração, além do tubo de raios X e dos detectores girarem, a mesa também é deslocada e a trajetória do feixe de raios X ao redor do corpo é em hélice (ou espiral). A hélice é possível porque a mesa do paciente, em vez de ficar parada durante a aquisição, durante o corte, como ocorre na tomografia convencional, avança continuamente durante a realização dos cortes. Na tomografia convencional, a mesa anda e pára a cada novo corte. Na helicoidal, ela avança enquanto os cortes são realizados.

Multidetectores

Atualmente, também é possível encontrar equipamentos, denominados *dual slice e multislice*, ou seja, multicorte, que, após um disparo da ampola de raios X, fornecem múltiplas imagens. Podem possuir 2,4,8,16,32,64,128,256, e até 320 canais, representando maior agilidade na execução do exame diagnóstico. Há um modelo, inclusive, que conta com dois tubos de raios X e dois detectores de 64 canais cada, o que se traduz em maior agilidade na aquisição de imagens cardíacas.

PRINCÍPIOS DE FORMAÇÃO DE IMAGENS

Na tomografia computadorizada (TC), a formação das imagens ocorre mediante os mesmos princípios físicos que estudamos nos capítulos anteriores, diferenciando-se apenas na captação da imagem que se dá por meio da leitura da radiação por detectores. Nesse método diagnóstico, o tubo de raios X gira 360 graus em torno da região do corpo a ser estudada. Há também um gerador de alta voltagem que produz a energia que o tubo transforma em raios X. Esses raios X são emitidos em feixes em formato de leque com espessura que varia de acordo com o aparelho, podendo chegar a 0,5 mm. Enquanto atravessa um determinado objeto, a radiação sofre atenuações, e a energia restante é recebida pelos detectores, que giram concomitantemente com o tubo e transformam-se em sinal elétrico. Os detectores de fótons da TC transformam os fótons emitidos em sinal analógico e, posteriormente, em sinal digital por conversão do sistema de computação, dispondo das imagens na tela da estação de trabalho.

As construções obtidas básicas são axial, coronais e sagitais

As imagens reconstruídas serão tão mais fiéis quanto maior for a informação das aquisições que o sistema receber (Fig-5.1)

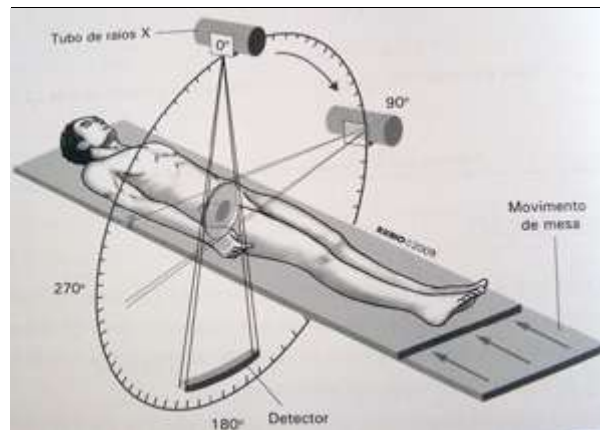


Figura- 5.1 Sistema de detecção

UNIDADES DE HOUNSFIELD

A Unidade Hounsfield (UH) é a maneira de que dispomos para quantificar densidades. Os números de TC ou valores de UH representam o coeficiente de atenuação dos raios X em diversos tipos de materiais com relação à água. Assim, forma-se uma escala que correlaciona esses coeficientes com as densidades, constituindo grande espectro de tonalidades entre o branco o cinza e o preto.

Tabela 5.1- Correlação entre UH e aspecto da imagem

Tecido	TC	Aspecto
Ar	-1.000	Preto
Pulmão	-900 a -400	Cinza-escuro a preto
Gordura	-110 a -65	Cinza-escuro a preto
Água	0	Escala de cinza
Rim	30	Escala de cinza
Sangue normal	35 a 55	Escala de cinza
Sangue coagulado	80	Escala de cinza
Substância cinzenta	30 a 40	Escala de cinza
Substância branca	35 a 45	Escala de cinza
Músculo	40 a 60	Escala de cinza
Fígado	50 a 85	Escala de cinza
Osso medular	130 a 250	Escala de cinza
Osso cortical	300 a 1.000	Branco

Observação: não existe um número específico para cada material. Esse valor depende da estrutura de que é feito o objeto e da energia inicial aplicada.

JANELA

Janelas são recursos computacionais que permitem, após a obtenção das imagens, que a escala de cinza possa ser estreitada ou alargada, facilitando a diferenciação entre certas estruturas de acordo com a necessidade. Na verdade, é uma forma de mostrar apenas uma faixa de tons de cinza que nos interessa. A janela é composta por dois elementos: o *contraste* (*W -width ou largura*) e a *densidade óptica* (*L- level ou centro*). A

largura da janela controla o contraste: uma janela ampla indica mais números de TC que refletem uma escala longa e, portanto, menos contraste na imagem, como o exemplo da janela pulmonar (figura 5.2). Outro fator importante é o centro da janela, *também denominado de nível*, que controla a densidade da imagem. Esse valor determina o número de TC que será o cinza central e os extremos da largura da janela.

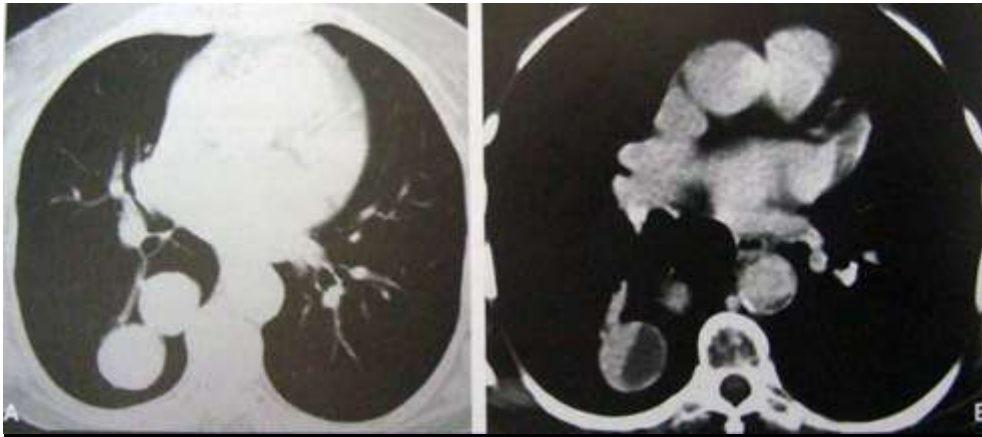


Figura 5.2 TC do tórax com janela de parênquima (A) e de mediastino (B)

RESOLUÇÃO

O desempenho de uma tomógrafo é medido pela resolução espacial e pela resolução de densidade, que podem ser calculados por meio de *phantoms* destinados para essa avaliação.

Resolução espacial (RE)

Qualitativamente, consistiria na habilidade de distinguir dois pequenos objetos de alto contraste posicionados a pouca distância um do outro. Avalia-se a RE cortando um *phantom* com placas e orifícios em um material com grandes diferença densitométricas. A largura de ajuste do detector e a dimensão do foco de raios X são fatores determinantes. Pode-se aumentar a resolução do foco e do ângulo de rotação durante a aquisição. Resina acrílica e água são utilizadas na avaliação com phantom.

Fatores que influenciam a RE

Tamanho da matriz

Quanto maior a matriz, maior a resolução, porque os pixels serão menores e quanto menor o pixel, maiores as chances de visualização de estruturas pequenas.

Tamanho focal

Em TC, o tubo tem apenas um filamento, mas associado a uma cúpula enfocadora resistente que ajuda a alinhar os elétrons que saem do catodo, criando, assim, dois diferentes pontos focais.

Tamanho da abertura dos detectores

Próximo a cada arranjo de detectores há colimadores que limitam a radiação à área de interesse. Quanto menor abertura, mais aumenta a resolução, porém são necessárias doses maiores para compensar a perda de fótons.

Espessura de corte ou Slice

A espessura do corte indica a porção examinada de tecido naquela exposição. Por isso, também é denominada de 'fatia de corte'. Mediante o uso de colimadores na fonte, o feixe de fótons é restrito a uma espessura determinada previamente.

Incremento

O incremento é determinado pelo movimento da mesa durante a varredura.

Resolução de baixo contraste

Consiste na habilidade de se distinguirem pequenas diferenças de contraste entre duas regiões adjacentes, sendo determinada por imagens obtidas de um phantom com orifícios de diferentes tamanhos em material com pouca diferença densitométrica.

São fatores determinantes: *dose de radiação, eficiência de detecção, ruído no sistema, algoritmo etc.* O aumento da radiação melhora a qualidade de imagem, o que implica aumento da dose/ paciente. Para evitar isso é necessário melhorar o desempenho do detector (eficiência de detecção) e reduzir o ruído do sistema de detecção.

Resolução temporal (RT)

É caracterizada pela existência de dois parâmetros: *tempo e índice de corte*. Ao realizar-se o exame em um paciente, o melhor é reduzir o tempo de corte o máximo possível, evitando, assim, as interferências dos movimentos do corpo. O índice do corte é o número de cortes que podem ser realizados por unidade de tempo. Os dois parâmetros que caracterizam a RT sofrem influência de outros três elementos: *espaço, densidade e tempo*.

TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA HELICOIDAL (TCH)

Com o aparecimento da tecnologia helicoidal, a tomografia computadorizada (TC) ganhou novo e decisivo impulso em um momento no qual parecia estar fadada a ser totalmente superada pela ressonância magnética (RM). Isso fez com que a TC retomasse o seu espaço, pois ocorreu grande mudança em sua execução, na importância e nos benefícios para o diagnóstico médico. *A redução dos artefatos decorrentes da respiração e a minimização daqueles provocados pelo movimento do paciente, bem como a técnica de sobreposição de imagens (*overlapping*), sem exposição adicional de raios X, foram umas das mais importantes vantagens técnicas oferecidas pela tomografia computadorizada helicoidal.* Múltiplas imagens podem ser examinadas e reformatadas, após a aquisição (retrospectivamente), a partir de um exame helicoidal com vários degraus de sobreposição (overlap). Assim imagens bidimensionais (2D) e tridimensionais (3D), podem ser reconstruídas com o máximo de resolução e ótima qualidade de imagem. A rápida aquisição dos dados com apenas uma apnéia elimina, no processo de reconstrução, as variações de posição do corte de acordo com a respiração dos pacientes. Além disso, outros artefatos de movimento, como gás no interior da alça intestinal, são reduzidos em razão da velocidade na aquisição dos dados (Figura 6.1)

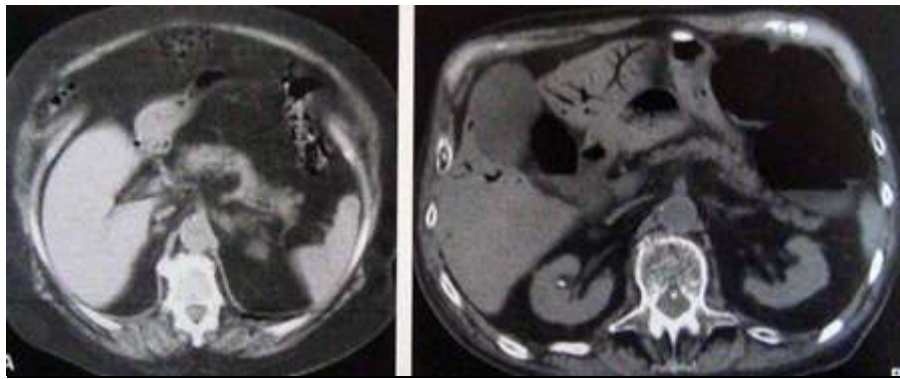


Figura- 6.1 (A)- Exame realizado em aparelho convencional com má definição. (B)- Exame realizado em aparelho helicoidal com melhor definição. Ambos os exames se mostram alterados.

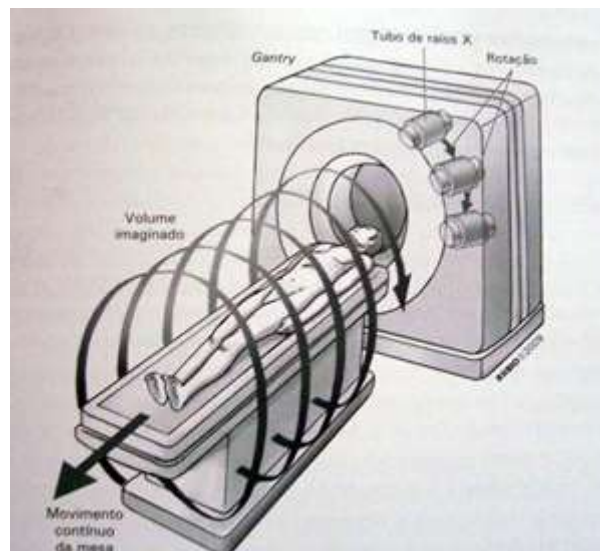


Figura 6.2-Diagrama representativo do espiral ao redor do paciente no momento da realização do exame.

COMO FUNCIONA?

A característica básica do equipamento de TCH é poder realizar exames em alguns segundos, quando utiliza a chamada "técnica helicoidal" ou "espiral". Os cuidados que precedem o exame e a reconstrução das imagens (pós- processamento), entretanto, são essenciais e definem sua qualidade. Esses procedimentos pré e pós-exame, geralmente, consomem mais tempo do que o exame propriamente dito.

TÉCNICA DE EXAME HELICOIDAL

Tanto o médico-radiologista quanto o técnico devem conhecer e saber selecionar os parâmetros técnicos desejados para executar um exame helicoidal, visto que, assim como o exame convencional, deve-se primeiramente determinar a espessura de corte para órgão ou estruturas de interesse. Em seguida, deve-se especificar o intervalo em que a mesa vai deslocar-se. Essa medida define exatamente o incremento da mesa por período de rotação do *gantry*, ou velocidade da mesa, se for usado o tempo de 1 segundo para período de rotação do *gantry*. Outra forma de definir essa medida é a chamada área coberta (Pitch). Essas definições variam de acordo com o fabricante do equipamento. A área coberta (pitch) é definida como a proporção do incremento da mesa por rotação de 360º graus do tubo.

COLIMADOR E INTERVALO DA MESA

O critério utilizado na TCH para escolha da abertura do colimador (espessura do corte) é o mesmo utilizado na tomografia convencional, com base nas dimensões do órgão a ser estudado e na indicação clínica do exame. Em geral, a espessura do corte utilizada no estudo do abdome varia entre 3 e 5mm. Para estudo do tórax, utiliza-se o corte de 5 a 7mm; para estudo do pescoço, 3 a 5mm; para pequenas estruturas, de 2 a 3mm; e para alta resolução no pulmão, 1mm. O incremento da mesa costuma ser igual à espessura do corte (*pitch=1:1*) nos aparelhos e softwares modernos, sendo possível aumentar o incremento da mesa para duas vezes a espessura do corte (*pitch= 2.1*). Essa escolha produz aumento na área de varredura do exame, enquanto o tempo de duração do exame permanece o mesmo. No entanto, uma pequena distorção será notada na resolução da imagem, em decorrência do aumento na espessura do corte. O incremento da mesa está intimamente ligado à área coberta e é obtido com a preparação da sequência de estudo em helicoidal. A área coberta é determinada pela multiplicação do incremento da mesa pelo tempo de duração da sequência (scan time). Para a maioria dos tomógrafos helicoidais, a espessura do corte pode ser diminuída para cobrir o volume de interesse, admitindo-se um *pitch* de 2:1. Por exemplo, se for desejada a cobertura de uma área de 30cm e o incremento da mesa de 10mm, o tempo de duração da sequência será de 30 segundos. Presumindo que o tempo do corte é de 1 segundo, o deslocamento da mesa será de 10mm/s. Essa mesma sequência poderá ser realizada com uma espessura de corte de 5mm para um *pitch* de 2:1, 8mm de espessura para um *pitch* de 1,25:1, ou 10mm de espessura para um *pitch* de 1:1

ARTEFATOS

Todos os artefatos que ocorrem na tomografia convencional estão presentes na TCH. No entanto, alguns artefatos são mais proeminentes nesta última. O aumento da espessura do corte na TCH resulta em artefato de volume parcial. Assim como o artefato de volume parcial (Figura 6.4) e outros artefatos, quando o cálculo da projeção é executado, este liga duas ou mais estruturas que só aparecem parcialmente no feixe de raios X, as quais se tornam mais evidentes na TCH do que na tomografia convencional.



Figura 6.4- Volume parcial da articulação esternoclavicular simulando nódulo pulmonar.

LIMITAÇÕES DA TOMOGRAFIA HELICOIDAL

A desvantagem está na limitação do mAs, principalmente no estudo do abdome em pacientes obesos. Na maioria dos tomógrafos helicoidais, a técnica de 120 a 140KV e 210 a 320mAs produz ótima qualidade de imagem em exames que utilizam espessura de corte entre 7 e 10mm. Se for usado mA baixo, isso pode resultar em imagens de baixa qualidade com excessivo grau de granulação; caso seja utilizada espessura de corte de 5mm, é importante haver alto valor de mA, para que não apareçam artefatos e granulação, produzindo uma imagem de baixa qualidade. A alta tecnologia utilizada no desenvolvimento dos detectores e a grande capacidade de dissipação de calor do tubo de raios X e outras técnicas vêm reduzindo progressivamente essas limitações.

VANTAGENS PRÁTICAS DA TCH

São muitas as vantagens da TCH, principalmente a agilidade na aquisição e reformatação dos dados brutos, produzindo imagens de alta qualidade. O tempo total de exame com a técnica helicoidal pode ser de 10 a aproximadamente, 60 segundos, dependendo do órgão-alvo. A rapidez no processo de execução do exame helicoidal produz melhor resultado para o paciente, sendo muito importante nos pacientes graves e na administração do meio de contraste endovenoso para estudo das lesões nos espaços intravascular e intersticial, antes de se atingir a fase de equilíbrio. A habilidade para reconstrução de imagens axiais com diferentes intervalos é a maior vantagem da tecnologia helicoidal.

PRINCÍPIOS GERAIS E TÉCNICAS

Preparação do paciente

Os pacientes que vão receber sedação devem estar em jejum de 6 horas para alimentos sólidos e líquidos com resíduos e jejum de 3 horas para líquidos claros. Os pacientes que não vão receber sedação, mas que utilizarão contraste endovenoso, devem estar em jejum de 3 horas, para evitar náuseas e vômitos com risco de aspiração brônquica durante a injeção em bolus do contraste endovenoso.

Sedação

A sedação é necessária para bebês e crianças com idade inferior a 5 anos, como também para pacientes adultos com agitação psicomotora. *Os fármacos frequentemente usados para sedação são hidratos de cloral, por via oral, o pentobarbital, por via venosa, e o sevoflurano, por via nasal.* Outros métodos de sedação incluem *barbitúrico por via retal e a combinação de meperidina, clorpromazina e prometazina, preparadas em forma de coquetel.* Indiferente à escolha do fármaco, o uso de sedação parenteral exige facilidade e habilidade para reverter e manter adequado suporte cardiorrespiratório durante e após o exame.

Contraste venoso

As fases do exame tomográfico após a administração endovenosa do meio de contraste iodado ajudam a determinar se uma lesão pode ser considerada de origem vascular, melhorando a diferenciação entre tecido normal e patológico, especialmente o parênquima hepático e renal. Se o contraste endovenoso for indicado, o acesso venoso deverá ser conseguido antes de o paciente chegar à sala de exame. Esse procedimento diminui a agitação do paciente, reduzindo a ansiedade e os riscos de acidentes de punção durante o exame. *Os contrastes iônicos e não-iônicos podem ser usados, normalmente, na dose de 2mL/Kg para o máximo de 4mL/kg ou 100mL.* A bomba injetora pode ser usada em conjunto com *intima calibre 18 ou 20, e o paciente deverá ser monitorado.* A injeção manual do contraste é recomendada quando é utilizada uma agulha fina. Quando a injeção é feita manualmente, o exame deve iniciar-se logo após se término para que se obtenha a melhor concentração possível do meio de contraste. O exame poderá continuar durante o restante da injeção, até que a imagem desejada seja obtida. O fluxo (mL/s) dependerá do calibre da agulha utilizada no paciente.. Devemos ressaltar que, em alguns exames, velocidades maiores de infusão serão necessárias e devem ser utilizadas de acordo com o protocolo do serviço.

TOMOGRAFIA MULTISLICE

A tomografia computadorizada (TC) com a técnica *multislice* foi anunciada pelos fabricantes de equipamentos, no final da década de 1990, inicialmente com quatro cortes simultâneos, porém continuou progredindo com muita rapidez, e hoje já é possível realizar a aquisição com até 320 canais, tornando-se o que há de mais moderno na área da imagem radiológica por TC, para fins diagnósticos.

ESPESSURA DO CORTE ADQUIRIDA

A espessura de corte adquirida tem uma relação importante com a dose. A eficiência da dose de varredura da MDTC (Tomografia Computadorizada Multidetectors) diminui com cortes muito finos, porque a penumbra, que é parte do feixe de raios X não usado, fica fora da parte ativa do feixe de detectores e torna-se uma fração muito maior do perfil da dose. Este não é o caso dos aparelhos *single-slice* em espiral. Como as varreduras da MDTC são mais bem visualizadas como ajustes de dados de volume com reformatações multiplanares em tempo real, o operador deve escolher a menor espessura de corte antes que a dose da penumbra se torne significativa. Na nossa MDTC, o perfil de dose é semelhante a cortes com espessura de 2 a 8mm, mas aumenta aproximadamente 50% acima de 8mm de espessura de corte até 1mm e mais de 100% em 0,5mm de espessuras mínimas de corte para informações 3D e 0 dose mínima. Cortes finos proporcionam mais informações a partir de um exame padrão. O uso rotineiro de espessura de cortes de 2mm, por exemplo, torna possível a revisão de detalhes de angiografia. Cortes mais finos podem ser usados para realçar a análise de imagens multiplanares para aplicações especiais. Assim, imagens de 1mm são rotineiramente usadas para exames de coluna e grandes articulações, enquanto

imagens de 0,5 mm comumente utilizadas para órbita, seios da face, osso temporal e pequenas articulações. Cortes mais finos, com suas doses mais altas, também são úteis para minimizar artefatos que se originam de alta atenuação de sistemas nos exames ortopédicos. Um ponto importante é que o sinal de ruído (Figura 7.1) de uma imagem depende da espessura do corte exibida, e não da espessura do corte adquirida. Adquirir o corte mais fino possível é vital para manter a resolução no *plano sagital, coronal ou outras reformatções multiplanares*.

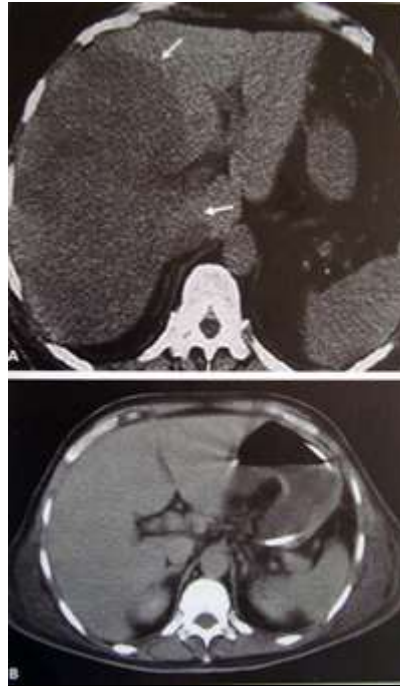


Figura 7.1 (A) Imagem com ruídos. (B) Imagem sem ruído

mAs

O mAs é diretamente proporcional à dose e deve ser mantido tão baixo quanto razoavelmente possível para produzir uma imagem diagnóstica. Como a redução no mAs diminui a qualidade da imagem junto à dose, é preciso um balanço cuidadoso para garantir que a informação diagnóstica necessária seja obtida. *Para manter a qualidade da imagem, o mAs precisa ser ajustado ao tamanho do paciente. Como regra, o mAs deve ser dobrado para cada 8cm de aumento no diâmetro, em imagens abdominais ou pélvicas, e a cada 12 cm, nas imagens do tórax.*

Pitch

Pitch é a relação do movimento da mesa para ativar o elemento de tamanho do detector para uma única rotação do gantry. Com a SSTC (single-slice), o *pitch* era usado para aumentar a segurança, mas segurança não é mais um problema com a MDTC particularmente quando combinada com os avanços na capacidade do tubo, no resfriamento e na manipulação de dados disponíveis com novos scanners. O Pitch pode ser usado para ajustar melhor a dose que a segurança com MDTC. O pitch relaciona-se inversamente com a dose; com o aumento do pitch ocorre diminuição da dose e a redução do pitch leva a aumento da dose. Por razões geométricas e matemáticas, não devem ser usados valores de pitch múltiplos de 4 para sistemas de quatro cortes. Recomendamos um pitch de 5,5 para imagens de rotina com um sistema de quatro cortes. Um pitch menor deve ser usado nas circunstâncias em que é necessária uma dose maior para manter a qualidade da imagem, particularmente quando o limite do mAs foi alcançado.

KVp

O KVp é proporcional ao quadrado da dose. Um potencial-padrão do tubo de 120KVp é geralmente escolhido para balanço ótimo do contraste, penetração e dose. Certas circunstâncias, entretanto, garantem mudança do KVp para minimizar a dose e aperfeiçoar a qualidade da imagem. KVp de 80 a 100 podem ser usados para diminuir a dose em exames pediátricos, embora para manter a qualidade da imagem. KVp de 135 a 140 são úteis para aumentar a penetração de objetos com alta atenuação.

ARTEFATOS

(ALGUNS EXEMPLOS)

Imagens falsas não-representativas das estruturas avaliadas podem ser reconstruídas por meio do tomógrafo e são conhecidas como artefatos. Muitas são as causas, porém, em geral, pertencem às seguintes categorias:

Distorção Geométrica

Alinhamento do sistema óptico de raios X:

- Falta de precisão do sistema rotacional.

Efeito Algoritmo

Erros na mensuração da atenuação

- Falha no sistema de detectores.
- Espectro de energia dos raios X.
- Radiação secundária .

Falhas do espectro dos fótons

- Endurecimento do feixe de raios X.
- Substâncias que comprometem a estrutura irradiada (bário, metal etc)

ARTEFATOS DE MOVIMENTO

Criados a partir do movimento do paciente (Figura 8.1), levam a inconsistências geométricas nos dados da projeção. São causas do efeito de volume parcial, mas podem ser evitados:

- Garantindo a contenção do paciente.
- No pulmão, utilizando controle preciso da respiração (Figura 8.2).

- Reduzindo o máximo possível o tempo de corte.
- Sincronizando aquisições com a fase do batimento cardíaco (Figura 8.3).

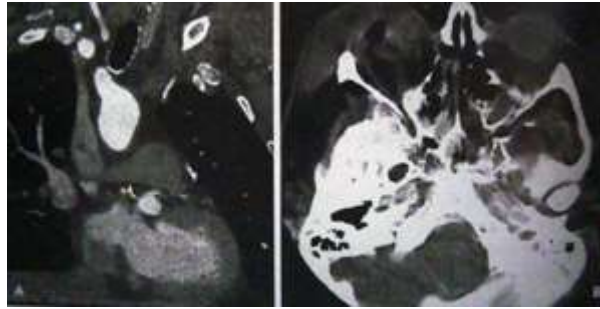


Figura 8.1- Movimento dos pacientes em situações distintas. -(A). Paciente com dor torácica atípica realizando angio-TC das coronárias. (B) Paciente vítima de acidente automobilístico com múltiplas fraturas na face (exame prejudicado pela movimentação do paciente durante a aquisição das imagens)



Figura 8.2- Imagens com vários artefatos causados por movimentos involuntários" os batimentos cardíacos"

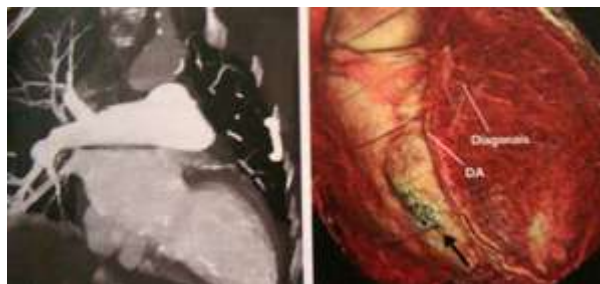


Figura 8.3-Taquicardia dificultando a reconstrução das imagens acopladas ao ECG

ARTEFATOS EM ANEL

Diretamente ligados à variação de detectores e à calibração, ocorrem quando um canal de detectores cria propriedades de entrada e saída diferentes de outros canais. São anéis com sombras centradas ao redor do campo de visão (FOV, do inglês field of view). A calibração evita os artefatos em anel.

BEAM HARDENING

Quando um feixe contínuo de raios X passa através de um objeto, os fótons de baixa energia são absorvidos em grande quantidade e, conseqüentemente, a distribuição de energia que atravessa o objeto muda de baixa para alta energia, tornando o feixe duro (Figura 8.4). Quando energias de alta e baixa voltagem dos raios X mesclam-se em partes iguais, a curva de absorção aproxima-se do feixe de alta voltagem. Portanto, se o objeto irradiado é mais espesso, o fenômeno *beam hardening* fica mais evidente e, conseqüentemente, o corpo parece menos denso.

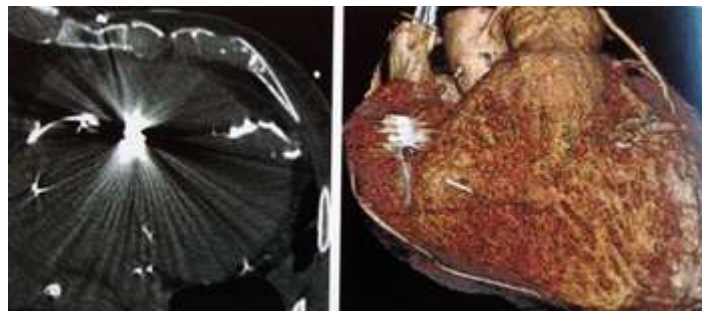


Figura 8.4- Artefato de endurecimento do feixe provocado pelo encunhamento de um marca-passo cardíaco

ARTEFATOS CAUSADOS POR ALTA CONCENTRAÇÃO DE CONTRASTE

Provocam distorção de estrutura realçada pelo meio de contraste, podendo encobrir lesões nas áreas afetadas ou simulá-las (Figura 8.5). As soluções recomendadas são diluição do meio de contraste, reduzindo a concentração, mudança da direção do corte (*Tip-bottom*) ou, ainda, corte com intervalos diferentes.

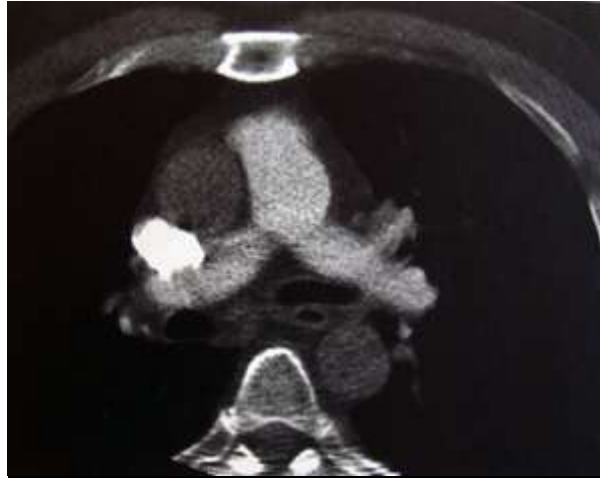


Figura 8.5- Observe a grande concentração de contraste na veia cava superior, simulando falha de enchimento na porção distal da artéria pulmonar direita. Erro do tempo de injeção do contraste e lavagem da veia cava.

Temos ainda os artefatos : Efeito de Volume Parcial, Artefatos Causados pelo Posicionamento Impróprio, e Artefatos Metálicos.

EXAME TOMOGRÁFICO

TOPOGRAMA (RADIOGRAFIA LOCALIZADORA, SCOUT VIEW OU SURVIEW)

Topograma é uma imagem sequencial digital obtida por meio do movimento longitudinal da mesa com o tubo fixo em determinada posição. A imagem adquirida é semelhante à radiografia convencional, porém é um programa de localizações de cortes, em que se marcam os limites superior e inferior das aquisições axiais. Por meio dele determinamos, também, a que altura encontra-se o corte axial avaliado.

DADOS TÉCNICOS

Um pacote semi-aberto, um conjunto de informações dadas para aquisições e reconstrução das imagens.

São parâmetros de aquisição:

- KV (quilovolts) - Tensão aplicada ao tubo

- mAs (miliamperagem por segundo)- Corrente e tempo de exposição, em aparelhos, o mA pode variar de 100 a 800mA.

- Slice (espessura de corte)- Consiste na abertura do diafragma do tubo, que determina a espessura do corte de TC.

- Incremento de mesa (intervalo de corte ou *feed*)- Consiste no espaço em milímetros, estabelecido mediante o deslocamento da mesa em relação a uma determinada região anatômica. O deslocamento pode ser positivo ou negativo.

-Tilt (angulação do gantry)- Consiste na movimentação do *gantry* até a angulação necessária para melhor obtenção da imagem, dependendo da área estudada e dos reparos anatômicos dessa região.

- **FOV (field of view- campo de visão)**- É responsável pela determinação do tamanho da área do objeto que será visualizado para estudo.

Ex: **Crânio**: FOV de 25cm; **Corpo**: FOV de 35 cm ou 42 cm

- **Matriz**: Consiste no número de pontos dispostos vertical e horizontalmente (eixos x e y) que determinam quantos *pixels* e *voxels* participam da disposição de uma imagem. O tamanho da matriz é inversamente proporcional à dimensão dos *pixels* e *voxels*. Consequentemente, quanto maior a matriz, menor o tamanho dos *pixels* e maior a resolução da imagem. Quanto maior o número de pontos, maior a resolução da imagem e maior o tempo de reconstrução, em razão do grande número de informações a serem processadas.

Pixel. Menor estrutura mensurável da matriz de TC, o *pixel* é uma unidade bidimensional denominada matriz de exposição.

Voxel. A menor figura de volume constituinte da matriz de TC (Figura 9.4), o voxel é tridimensional e representa, portanto, uma unidade de volume da fatia do corte estudado.

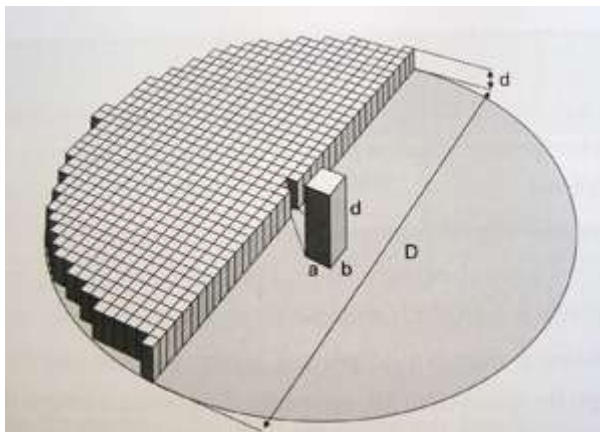


Figura 9.4 - Imagem de representação do voxel

- **Fator de zoom-MAG- fator de ampliação**. Consiste no fator de ampliação que pode ser aplicado a uma imagem. O fator normal de aquisição é de 1.0, podendo-se modificar a imagem em até +- 10 vezes.

- **Coordenadas X e Y (reconstrução da imagem)**. Os sistemas de TC usam como centro de reconstrução original $X=0$ e $Y=0$, descrevendo a sua posição em centímetros com relação à escala de tamanho do objeto que está sendo cortado.

- **Extensão do estudo**. Caracteriza-se pelo volume de interesse, que varia com relação à extensão da área de estudo, modificando-se diretamente de acordo com o núcleo de cortes.

Observação- Ler o manual do aparelho

FUNÇÕES E FERRAMENTAS EM APARELHOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC) OU ESTAÇÃO DE TRABALHO

Medidas de Imagens

Após a aquisição de imagens, podemos efetuar algumas medidas na dependência do interesse da patologia encontrada:

Distância: espaço entre dois pontos, delimitados pelo operador sobre uma área de interesse (Figura 10.1)

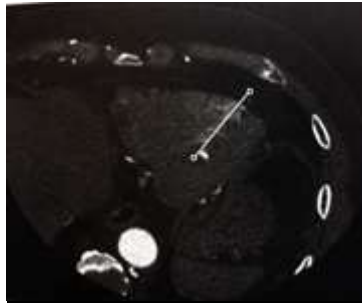


Figura 10.1- Medida de 43mm entre o ápex (ápice) do ventrículo esquerdo (VE) e a medida do septo interventricular

Ângulo: valor estabelecido mediante a colocação de três cursores, cada um dos quais representando o vértice da área de medida desejada.

ROI/densidade: cálculo de área em centímetros quadrados, densidade média e desvio-padrão, sendo grandeza observada em unidades Hounsfield (UH) em uma região de interesse. Essa ferramenta é utilizada para ajudar a diferenciar a composição dos tecidos, bem como a presença de captação do meio de contraste após injeção venosa.

Volume: cálculo de volume de uma área selecionada em centímetros cúbicos.

USO DE MEIOS DE CONTRASTE

Em TC, o uso de meios de contraste tem os seguintes objetivos:

- Ressaltar a vascularização e os tecidos de uma região anatômica.
- Estudar diferentes formas de impregnação do meio de contraste por diversas patologias.
- Promover o reconhecimento de vasos, aumentar o detalhes estrutural e possibilitar melhor estudo angiográfico.

Quanto à administração de contraste iodado por via oral, podemos observar que sua alta concentração produz artefatos que comprometem a qualidade da imagem obtida. *Portanto, é recomendado o uso de contraste iodado diluído na seguinte proporção: 20mL de contraste iodado para cada 1 litro de água.* Para o estudo do abdome e pelve, preconiza-se a administração de oito doses de 200mL nas 4 horas que antecedem o exame. A última dose deve ser feita já com o paciente deitado na mesa do tomógrafo, imediatamente antes do início da aquisição dos cortes. Esta última etapa melhora o estudo do duodeno. É necessário

contraste em todo o trato gastrointestinal, incluindo desde o estômago, o duodeno, os intestinos delgado e grosso, até o reto. *Devemos lembrar que não faz parte das atribuições do técnico a aplicação do meio de contraste por via EV, devendo esta ser executada pelo médico ou enfermeiro.*

ALGUNS PROTOCOLOS SUGERIDOS

CRÂNIO

Posicionamento do paciente	Decúbito dorsal, cabeça levemente fletida
Topograma	Lateral
Angulação do gantry	Coincidente á linha orbitomeatal
Filtro	Standard (partes moles)
FOV/FOV reconstrução	25cm/21cm
Espessura/Intervalo	Supratentorial:8mm de espessura/8mm de intervalo
Extensão	Até a convexidade

FOSSA POSTERIOR

Posicionamento do paciente	Decúbito dorsal, cabeça levemente fletida
Topograma	Lateral
Angulação do gantry	Paralela á angulação do palato duro
Filtro	Standard (partes moles)
FOV/FOV reconstrução	25cm/17cm
Espessura/Intervalo	3mm de espessura/3mm de intervalo
Extensão	Do forame magno até o polígono de Willis

SEIOS DA FACE

Posicionamento do paciente	Decúbito dorsal, cabeça levemente fletida
Topograma	Lateral
Angulação do gantry	Paralela á angulação do palato duro
Filtro	Detail (filtro duro-osso)
FOV/FOV reconstrução	25cm/16cm
Espessura/Intervalo	3mm de espessura/3mm de intervalo
Extensão	Do palato duro até a região inferior do seio esfenoidal

Observação: para os seios paranasais é muito importante fazer o plano coronal verdadeiro

CORONAL

Posicionamento do paciente	Decúbito dorsal, com hiperextensão cervical
Topograma	Lateral
Angulação do gantry	Perpendicular á angulação do palato duro ou angulação máxima do

	gantry
Filtro	Detail (filtro duro- osso)
FOV/FOV reconstrução	25cm/16cm
Espessura/Intervalo	3mm de espessura/3mm de intervalo
Extensão	Do palato duro até a região inferior do seio esfenoidal

TÓRAX

Posicionamento do paciente	Decúbito dorsal, cabeça levemente fletida
Topograma	Frontal
Angulação do gantry	Zero
Filtro	Standard
FOV/FOV reconstrução	35cm/33cm
Espessura/Intervalo	5mm de espessura/5mm de intervalo. Alta resolução:filtro de 1mm de espessura/10mm de intervalo
Extensão	Da fúrcula esternal até as supra-renais bilateralmente (abdome superior)

ABDOME/PELVE

Posicionamento do paciente	Decúbito dorsal, cabeça levemente fletida
Topograma	Frontal
Angulação do gantry	Zero
Filtro	Standard
FOV/FOV reconstrução	35cm/33cm
Espessura/Intervalo	5mm de espessura/5mm de intervalo.
Extensão	Do meio do esterno (base pulmonar) até o término da sínfise púbica

PEDIATRIA

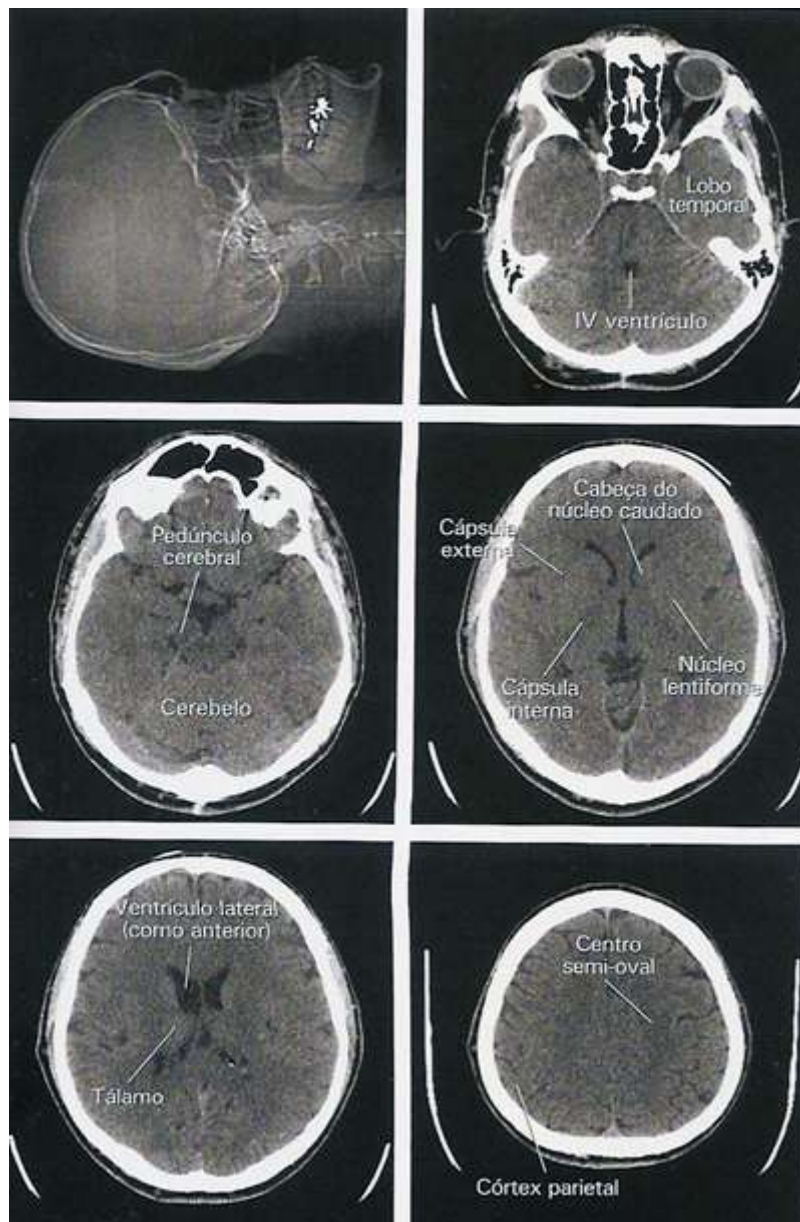
Crânio (menores)	5mm de espessura/5mm de intervalo
Crânio (maiores)	5mm de espessura/5mm de intervalo na fossa posterior e 5mm de espessura /10mm de intervalo no restante
Tórax- sempre usar alta resolução	1mm de espessura/5mm ou 10mm de intervalo (varia com o tamanho da criança)
Abdome	5mm de espessura/5mm ou 10mm de intervalo (varia com o tamanho da criança)

Observação: nos protocolos infantis, a dose mAs pode ser reduzida em até 20% da dose do adulto, sem prejuízo da qualidade da imagem.

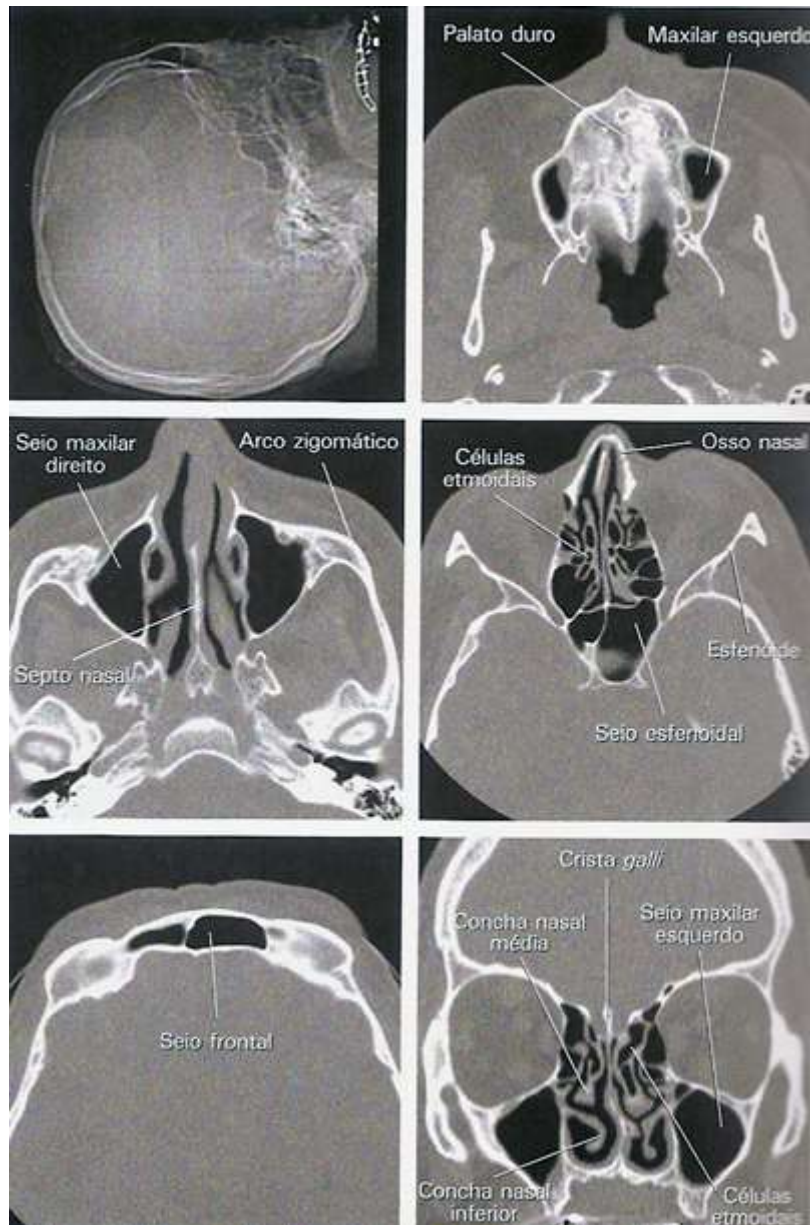
No livro - Manual de Técnicas em Tomografia Computadorizada, também pode ser encontrado protocolos para aparelhos helicoidais e multidetectores com uso de contraste.

Algumas imagens do MiniAtlas de Tomografia Computadorizada

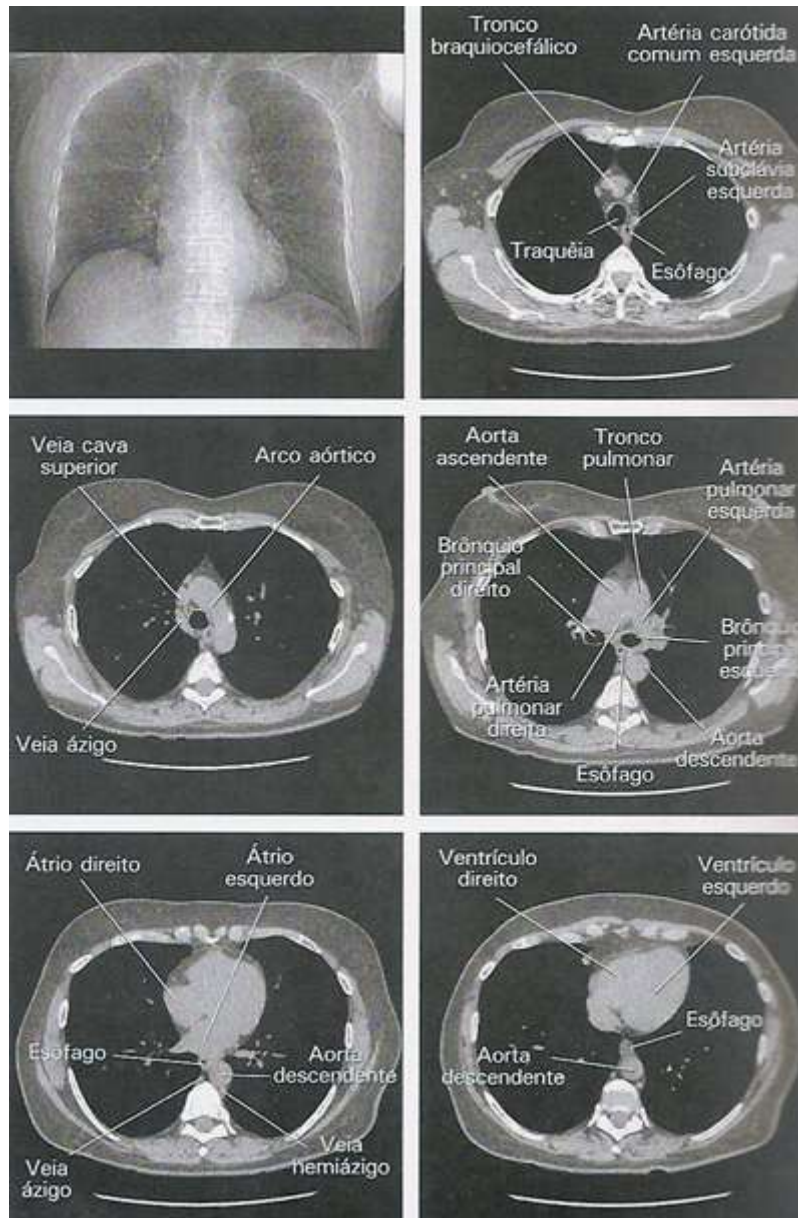
Crânio



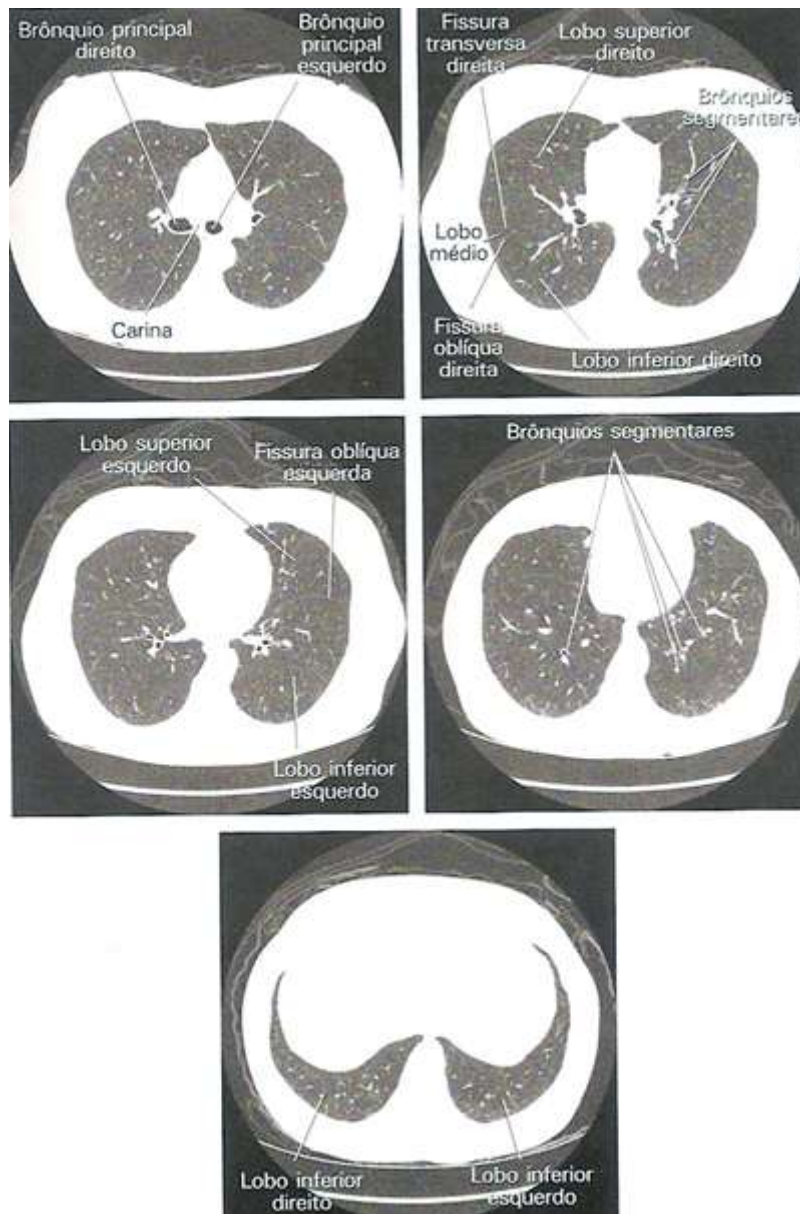
Seios da Face



Tórax (Mediastino)



Tórax (Pulmão)



Observação- É sempre importante ler o manual dos aparelhos.

TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADAS DADOS COMPLEMENTARES

Fonte: Conhecimentos Técnicos e imagens retiradas da rede com citação dos links e fontes de pesquisa.

Tomografia é um exame realizado na [medicina](#). Derivada dos termos gregos *tomos*, que significa "volume" expressando aqui a idéia de "uma parte" e *grafein* que significa "escrever" ou "registrar".

É uma técnica assistida por [computador](#), em que dados de diferentes perfis são combinados e calculados para formar imagens "em fatias" dos objetos analisados, sendo comum o seu uso, atualmente, em medicina. Os dados podem ser recolhidos através de diferentes técnicas:

- Raios X e Raios gama/contraste - Popularmente chamada de **Tomografia computadorizada**
- [ressonância magnética](#) nuclear
- Ultrassom

Fonte: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Tomografia>

É um método diagnóstico, no qual são utilizados feixes colimadores, muito finos, de Raios X, integrados a computadores que fornecem imagens detalhadas de seguimentos corporais. Hoje em dia a tomografia vem sendo utilizada com frequência como método auxiliar em casos de:

- Biópsia
- Punção
- Marcador (exterotaxia)
- Radiofrequência

Wilhem Conrad Roentgen e a produção de Raios-X

- Aparelho que causava emissão de RX;
- Papelão revestido por produtos químicos;
- Papelão Fluorescente;
- Forma de energia radiante e invisível, no qual podiam causa fluorescência e atravessar opacos;
- Raio X

1972- Após 72 anos da descoberta do Raio X o físico Golldfrey Hounsfield e o médico Cormack, inventaram um novo método de formação de imagem a partir da aplicação do Raios X o qual denominaram de TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.



O inglês Godfrey Hounsfield (1919-2004), ao lado de um tomógrafo de primeira geração da EMI (foto: Universidade de Cambridge).

Fonte: <http://www.mc.vanderbilt.edu/root/vumc.php?site=radiologyfaculty&doc=29604>



Fonte: http://tnranderson.blogspot.com/2009_08_01_archive.html

CARACTERÍSTICAS DO MÉTODO

- 1 – A Tomografia apresenta feixe de aspecto laminar e em forma de leque.
- 2 – A aquisição das imagens ocorre no plano do “gantry” o que, primariamente, gera cortes transversais ao plano do corpo.
- 3 – A imagem final é digital e pode ser facilmente manipulada por softwares.
- 4 – Quanto maior a matriz melhor será a resolução da imagem.



Vantagens e Desvantagens

Vantagens

A principal vantagem da TC é que permite o estudo de "cortes" ou secções transversais do corpo humano vivo, ao contrário do que é dado pela radiologia convencional, que consiste na representação de todas as estruturas do corpo sobrepostas. É assim obtida uma imagem em que a percepção espacial é mais nítida. Outra vantagem consiste na maior distinção entre dois tecidos. A TC permite distinguir diferenças de densidade da ordem 0,5% entre tecidos, ao passo que na radiologia convencional este limiar situa-se nos 5%. Desta forma, é possível a detecção ou o estudo de anomalias que não seriam visualizadas em radiografias comuns, ou através de métodos invasivos, sendo assim um exame complementar de diagnóstico de grande valor.

Desvantagens

Uma das principais desvantagens da TC é devida ao fato de utilizar radiação X. A principal característica deste tipo de radiação é que é ionizante, ou seja, tem a capacidade de arrancar elétrons dos átomos por onde passa. Este tem um efeito negativo sobre o corpo humano, sobretudo pela capacidade de causar mutações genéticas, visível sobretudo em células que se multiplicam rapidamente. Embora o risco de se desenvolverem anomalias seja muito baixo, é de extrema importância que as exposições médicas à radiação ionizante sejam controladas de forma adequada dentro do princípio de ALARA e das normas de proteção radiológica. Este exame tem se tornado, com o passar dos anos, um dos principais métodos de diagnóstico por imagem para avaliação de estruturas anatômicas.

Fonte:<http://pt.wikipedia.org/wiki/Tomografia>

Evolução

Gerações de aparelhos de Tomografia:

- 1ª Geração - 1 detector, cortes de vários minutos, feixe retilíneo único, tempo de 4 a 6 minutos.
- 2ª Geração - 5 a 50 detectores, cortes de 6 a 20 segundos, pequeno feixe de raios X.
- 3ª Geração - 260 a 520 detectores, cortes de 3 a 8 segundos, rotação conjunta de tubo e detectores.
- 4ª Geração - 300 a 1000 detectores, cortes de 1 a 4 segundos, múltiplos detectores fixos dispostos em anel.
- 5ª Geração (Helicoidal) - Rotação contínua, movimento de translação da mesa, tempo de sub-segundo na aquisição, tubo com apenas um foco, uma fileira de detectores, reconstrução instantânea, ilimitada capacidade calorífica do tubo.
- 6ª Geração Multislice - Rotação do tubo, dupla fileira de detectores, redução do tempo de escaneamento.

Observação: Dependendo da fonte de pesquisa os dados acima referentes as gerações de tomógrafos podem aparecer classificados em somente 4 gerações de tomógrafos.



<http://bioinfo-aula.blogspot.com/2007/12/tomografia-computadorizada.html>

Os aparelhos de última geração chamados de **multi-slice**. Estes são compostos por mais de 1000 detectores, com tempo de corte bastante baixos, e resolução de imagem elevadas, reduzindo os artefatos causados pelos movimentos respiratórios, peristálticos e até batimentos cardíacos.

Princípios básicos na formação de imagem por TC .

Gantry

- Tubo com feixe de raio X;
- Movimento continuamente em círculo ao redor do paciente;
- RX atravessam a superfície corpórea da região examinada;
- Parte do RX é absorvida (sendo que tecidos corporais apresentam diferentes níveis de absorção e atenuação desses raios) e parte restante incide sobre os detectores de

radiação que se encontram localizadas do lado oposto ao momento do tubo de raio X;

- Originam-se nestes detectores , sinais elétricos diretamente proporcional ao numero de feixes do raio X;
- Estes sinais são quantificados e gravados nos computadores;
- Produção de imagens formadas por múltiplos pontos (pixels) em diferentes tons de cinzas (escala de Hounsfield)
- 1000= branco -- tecido ósseo (radiopaco)
- 0 = água
- -1000 = negro -- ar (radiotransparente)



Fonte: Arquivo pessoal

Na verdade os princípios físicos da tomografia computadorizada são os mesmos da radiografia convencional. Para a obtenção de imagens são utilizados os raios-x. Enquanto na radiografia convencional ou simples o feixe de raio-x é piramidal e a imagem obtida é uma imagem de projeção, na tomografia computadorizada o feixe é emitido por uma pequena fenda e tem a forma de leque.

Na tomografia computadorizada o tubo de raio-x gira 360° em torno da região do corpo a ser estudada e a imagem obtida é tomográfica ou seja "fatias" da região do corpo estudada são obtidas. Em oposição ao feixe de raios-x emitidos temos um detector de fótons que gira concomitantemente ao feixe de raios-x. Como na radiografia convencional as características das imagens vão depender dos fótons absorvidos pelo objeto em estudo.

Dessa forma, os fótons emitidos dependem da espessura do objeto e da capacidade deste de absorver os raios-x. Os detectores de fótons da tomografia computadorizada transformam os fótons emitidos em sinal analógico (quanto mais Rx chega, maior é a diferença de potencial, ou voltagem que cada detector fornece ao computador) e depois digital (o computador converte os valores de voltagem, contínuos, em unidades digitais, vistas abaixo).

Como dito anteriormente, para a formação da imagem de tomografia computadorizada a emissão do feixe de raio-x é feita em diversas posições, posteriormente as informações obtidas são processadas utilizando uma técnica matemática chamada de projeção retrógrada, ou outras, como a transformada de Fourier.

Um tomógrafo é formado por um tubo no interior do qual há um anel no qual estão localizados em posições opostas o emissor do feixe de raio-x e os detectores, sendo que este conjunto gira 360 graus para a obtenção da imagem.

Atualmente há vários tipos de tomógrafo: convencional ou simplesmente tomografia computadorizada, tomografia computadorizada helicoidal, tomografia computadorizada "multi-slice" e tomógrafos mais sofisticados, como "ultra-fast" e "cone-beam". Na tomografia helicoidal além do tubo de raio-x e os detectores girarem, a mesa também é deslocada e a trajetória do feixe de RX ao redor do corpo é uma hélice (ou espiral, senso lato).
fonte detectores

Características das Imagens Tomográficas

Entre as características das imagens tomográficas destacam-se os pixels, a matriz, o campo de visão (ou fov, "field of view"), a escala de cinza e as janelas.

O pixel é o menor ponto da imagem que pode ser obtido. Assim uma imagem é formada por inúmeros pixels. O conjunto de pixels está distribuído em colunas e linhas que formam a matriz. Quanto maior o número de pixels numa matriz melhor é a sua resolução espacial, o que permite um melhor diferenciação espacial entre as estruturas.

O campo de visão (FOV) representa o tamanho máximo do objeto em estudo que ocupa a matriz, por exemplo, uma matriz pode ter 512 pixels em colunas e 512 pixels em linhas, e se o campo de visão for de 12 cm, cada pixel vai representar cerca de 0,023 cm ($12 \text{ cm}/512$). Assim para o estudo de estruturas delicadas como o ouvido interno o campo de visão é pequeno, como visto acima enquanto para o estudo do abdômen o campo de visão é maior, 50 cm (se tiver uma matriz de 512×512 , então o tamanho da região que cada pixel representa vai ser cerca de 4 vezes maior, ou próximo de 1 mm).

Em relação às imagens, existe uma convenção para traduzir os valores de voltagem detectados em unidades digitais. Dessa forma, temos valores que variam de -1000, onde nenhuma voltagem é detectada: o objeto não absorveu praticamente nenhum dos fótons de Rx, e se comporta como o ar; ou um valor muito alto, algo como +1000 ou mais, caso poucos fótons cheguem ao detector: o objeto absorveu quase todos os fótons de Rx. Essa escala onde -1000 é mais escuro, 0 é um cinza médio e +1000 (ou mais) é bem claro. Dessa forma quanto mais Rx o objeto absorver, mais claro ele é na imagem. Outra vantagem é que esses valores são ajustados de acordo com os tecidos biológicos.

A escala de cinza é formada por um grande espectro de representações de tonalidades entre branco, cinza e o preto. A escala de cinzas é que é responsável pelo brilho de imagem. Uma escala de cinzas foi criada especialmente para a tomografia computadorizada e sua unidade foi chamada de unidade Hounsfield (HU), em homenagem ao cientista que desenvolveu a tomografia computadorizada. Nesta escala temos o seguinte:

- zero unidades Hounsfield (0 HU) é a água,
- ar -1000 (HU),
- osso de 300 a 350 HU;
- gordura de -120 a -80 HU;
- músculo de 50 a 55 HU.

Janelas são recursos computacionais que permitem que após a obtenção das imagens a escala de cinzas possa ser estreitada facilitando a diferenciação entre certas estruturas conforme a necessidade. Isto porque o olho humano tem a capacidade de diferenciar uma escala de cinzas de 10 a 60 tons (a maioria das pessoas distingue 20 diferentes tons), enquanto na tomografia no mínimo, como visto acima há 2000 tons. Entretanto, podem ser obtidos até 65536 tons – o que seria inútil se tivéssemos que apresentá-los ao mesmo tempo na imagem, já que não poderíamos distingui-los. A janela é na verdade uma forma de mostrar apenas uma faixa de tons de cinza que nos interessa, de forma a adaptar a nossa capacidade de visão aos dados obtidos pelo tomógrafo.

Numa janela define-se a abertura da mesma ou seja qual será o número máximo de tons de cinza entre o valor numérico em HU do branco e qual será o do preto. O nível é definido como o valor (em HU) da média da janela.

O uso de diferentes janelas em tomografia permite por exemplo o estudo dos ossos com distinção entre a cortical e a medular óssea ou o estudo de partes moles com a distinção, por exemplo, no cérebro entre a substância branca e a cinzenta. A mesma imagem pode ser mostrada com diferentes ajustes da janela, de modo a mostrar diferentes estruturas de cada vez. Não é possível usar um só ajuste da janela para ver, por exemplo, detalhes ósseos e de tecido adiposo ao mesmo tempo.

As imagens tomográficas podem ser obtidas em 2 planos básicos: o plano axial (perpendicular ao maior eixo do corpo) e o plano coronal (paralelo a sutura coronal do crânio ou seja é uma visão frontal). Após obtidas as imagens, recursos computacionais podem permitir reconstruções no plano sagital (paralelo a sutura sagital do crânio) ou reconstruções tri-dimensionais.

Como na radiografia convencional o que está sendo analisado são diferenças de densidade, que podem ser medidas em unidades Hounsfield.

Para descrever diferenças de densidades entre dois tecidos é utilizada uma nomenclatura semelhante à utilizada na ultrassonografia: isoatenuante, hipoatenuante ou hiperatenuante. Isoatenuante é utilizada para atenuações tomográficas semelhantes. Hipoatenuantes para atenuações menores do que o tecido considerado padrão e hiperatenuante para atenuações maiores que o tecido padrão (geralmente o órgão que contém a lesão é considerado o tecido padrão, ou quando isto não se aplica, o centro da janela é considerado isoatenuante).



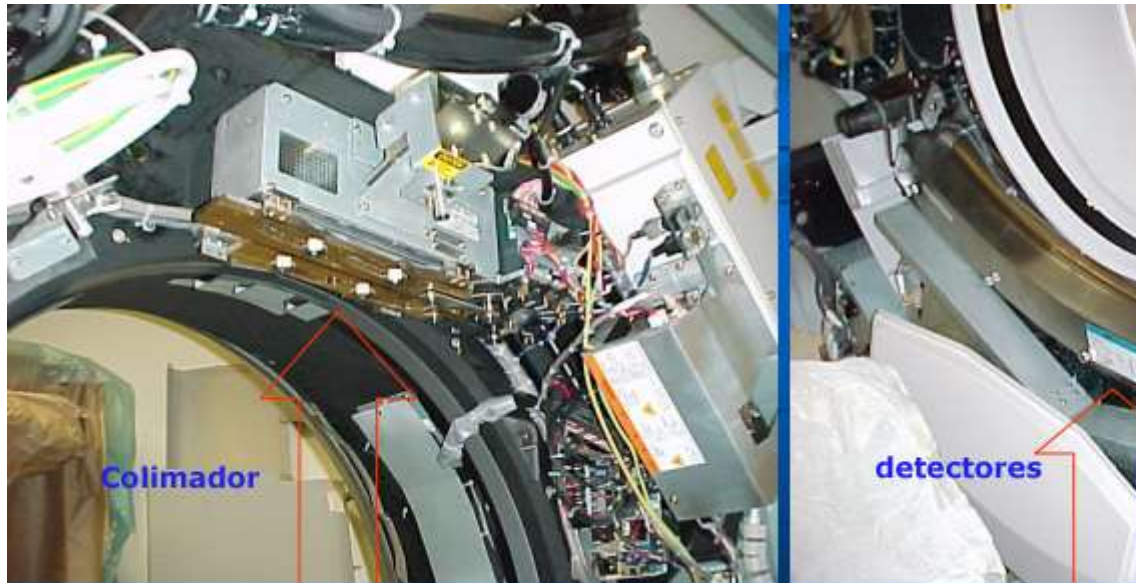
O sistema está composto de:

Gantry, Mesa de Exames, Mesa de Comando, Computador para processamento das imagens .

O gantry é o corpo do aparelho e nele contém:

- Tubo de Raios-X
- Conjunto de Detectores
- DAS (Data Aquisition System)
- OBC (On-board Computer)

- STC (Stationary Computer)
- Transformador do Anodo
- Transformador do Catodo
- Transformador do filamento
- Botões controladores dos movimentos da mesa e do gantry.
- Paineil identificador do posicionamento da mesa e do gantry.
- Dispositivo LASER de posicionamento.
- Motor para rotação do Tubo .
- Motor para angulação do gantry.



http://www.imagingonline.com.br/biblioteca/aula_01-principios_tomografia.pdf

Mesa de Exames:

- Suporta paciente até 180 Kg.
- Movimento de elevação.
- Mesa de tampo deslizante



Imagem do arquivo pessoal

AMPOLA DE RAIOS X



Imagem retirada com autorização da Apostila de Tomografia do professor: Ricardo Pereira
rad_rick@hotmail.com

TUBO DE RAIO X

DETECTORES

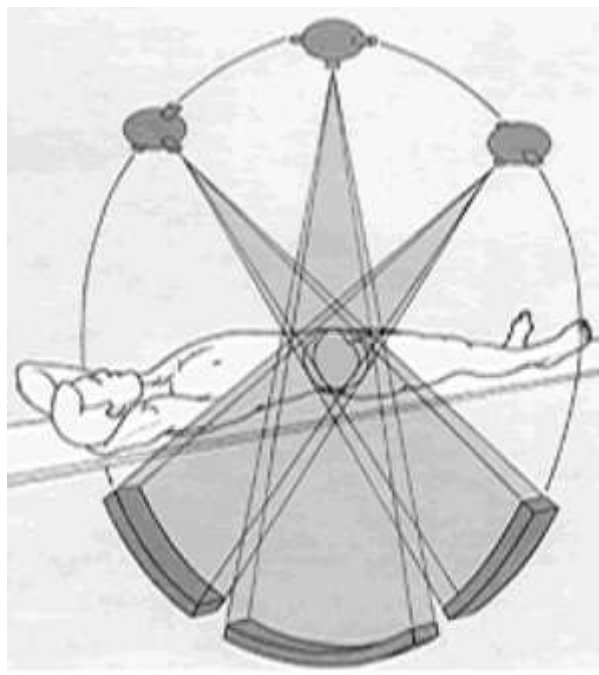
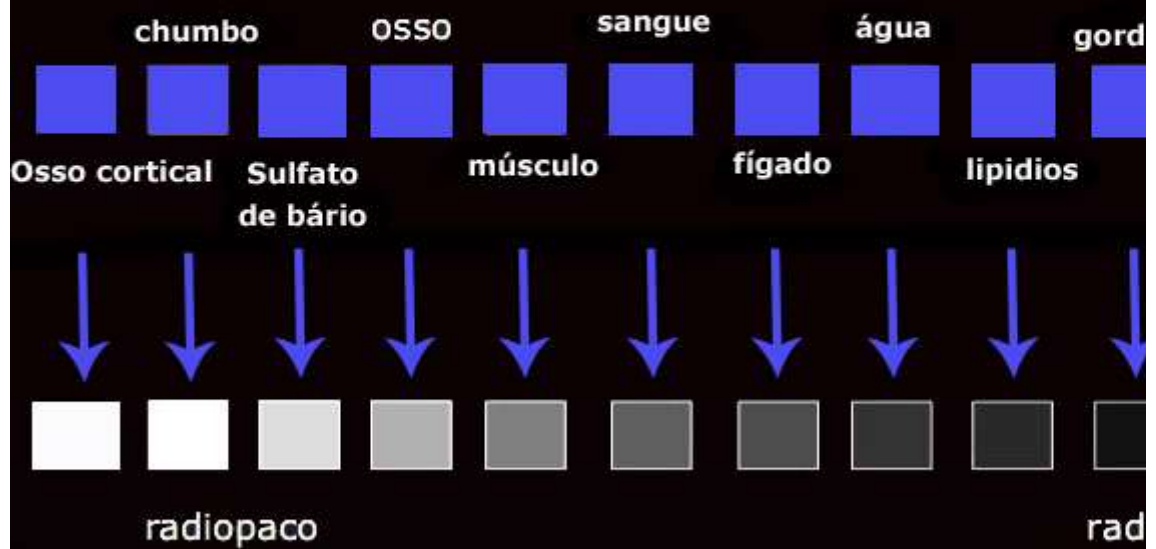


Imagem retirada da Aula do Professor Homero Jose de Farias e Melo e-mail homero.ddi@epm.com.br

ESCALA DE RADIODENSID



TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

TOMOGRAFIA HELICOIDAL E ESPIRAL

➤ Axial

- Imagens em um plano transversal ao eixo de rotação, obtidas a partir de um giro de 360 graus do feixe de raios X em torno de si (mesa estática).

➤ Helicoidal ou Espiral

- Rotação contínua da ampola de raios X acoplada em movimento contínuo e regular em torno do paciente em cima da mesa (aumentando a volumétrica) cortes de 1,0 a 10,0 mm de espessura.
- ➔ Reconstrução em planos diversos a partir de cortes transversal são também mais fidedignos.

PITCH

- Pitch: Representa a razão entre o deslocamento da mesa e a espessura de corte. Nas aquisições das imagens helicoidais com pitch de 1:1, observamos que a mesa se desloca na mesma proporção da espessura do corte em cada revolução. Fator importante a considerar nos casos de trabalho com pitch de relação maiores que 1:1, é que, a quantidade de dados por fatia de corte será sensivelmente reduzida, aumentando assim o ruído da imagem provocado pela baixa dose de exposição.

Mesa deslocando 10 mm por se

Espessura corte 10 mm

Pitch **1 : 1**

Mesa deslocando 20 mm por se

Espessura corte 10 mm

Pitch **2 : 1**

Conclusão

Pitch → menor tempo de exa
maior a área a ser estudada, poré
redução na qualidade da imagem.

PROTOCOLOS

Na maioria dos serviços radiológicos , protocolos de TC são regidos e seguidos, detalhando a técnica mais adequada para examinar varias regiões.

EXEMPLOS;

- Espessura /Incremento;
- Documentação;
- Extensão de estudo (primeiro ao último corte);
- Quantidade de dose;
- Ângulo da mesa;
- Janelas (osso/fígado/pulmão/cerebro, etc)
- Contraste necessário (Oral/ Ev/ retal)

RESTRIÇÕES PARA REALIZAÇÃO DA CT

- Mulheres grávidas;
- Pessoas alérgicas ao contraste ;desde que o uso seja necessário;
- Pessoas que se submeteram a exames contrastados recentemente com a utilização de sulfato de bário;
- Distúrbios neurológicos (Parkinson ou outras afecções que causam movimentos involuntários);
- Distúrbios psiquiátricos

ARTEFATOS

Artefatos em anel (Rings artifacts)-Os artefatos na imagem que se apresentam em forma de anel, está inicialmente relacionado com problemas nos detectores.

Materiais de alta densidade.(Strike). Objetos metálicos, implantes de materiais de alta densidade, como as obturações dentárias, projéteis de arma de fogo, entre outros, produzem artefatos lineares de alta densidade.

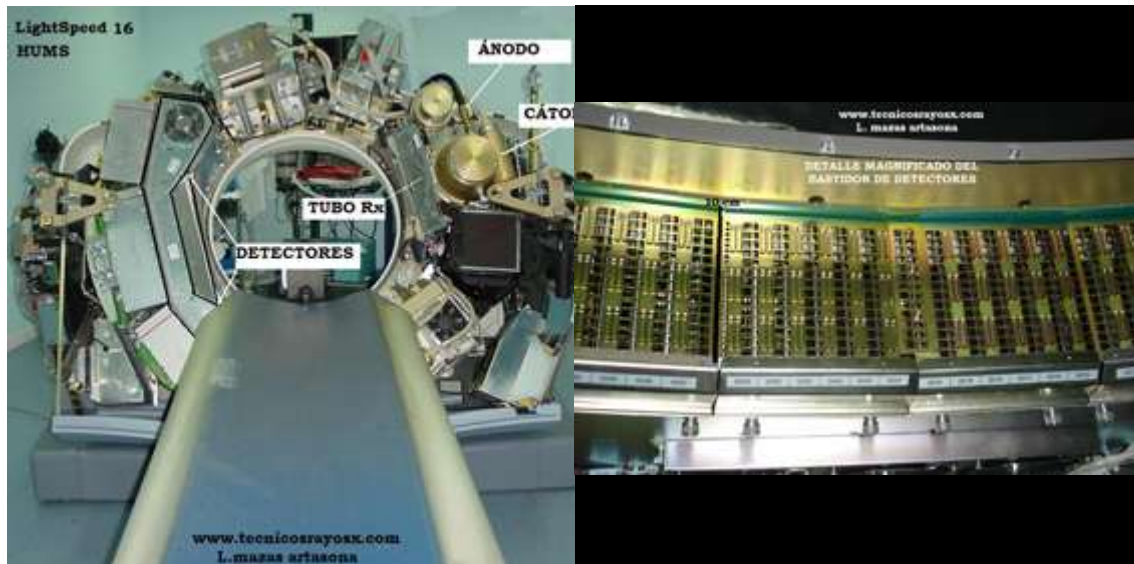
Materiais de alto número atômico. Os materiais de alto número atômico tendem a ser comportar como os materiais metálicos e, produzir artefatos do tipo "Strike". Os meios de contraste positivos como; o Iodo e o Bário em altas concentrações, devem ser evitados, ou, usados com critério.

Ruído da imagem. O ruído, aspecto que confere granulosidade às imagens, ocorre principalmente em função da utilização de feixes de baixa energia ou, quando o objeto apresenta grandes dimensões, como no caso dos pacientes obesos.

APARELHO DE TOMOGRAFIA

Composto por um conjunto de sistemas:

- Sistema de emissão de raio X = Gantry
- Sistema de detectores de radiação = Gantry
- Sistema de reconstrução de imagem;
- Sistema de armazenamento e apresentação de imagens (HD/teclado/monitor);
- Mesa de exame;
- Sistema de armazenamento de informações (impressora, multi-formato, ou laser, comum ou seca)



http://www.foroswebgratis.com/imagenes_foros/7/5/2/4/6//1037577Detectores%20Detalle.jpg

www.tecnico-rayosx.com.br

KV

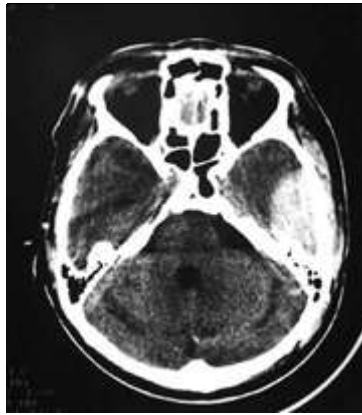
- Unidade que medi os diferentes potenciais do tubo de raios X;
- Controla a capacidade de penetração do feixe;
- Quanto maior a energia maior o KV, maior penetração.

mAs

- Configura a exposição durante a varredura;
- Um fator de mAs maior diminui o ruído da imagem, melhora o contraste, mais aumenta a dosagem de radiação recebida pelo paciente.

IMAGEM

- Convencionou-se examinar a CT produzida como se estivesse olhando para ela de baixo pra cima (a partir dos pés do paciente) , assim é importante lembrar que as estruturas vistas a sua direita são aquelas do lado esquerdo do corpo do paciente.



ÂNGULO DE VARREDURA (CORTES AXIAIS)

EX: 223°, 360° OU 403°

- 223° - Varredura parcial que permite cortes de 0,6 segundos
- 360° - Volta completa (recomendada)
- 403° - 1 volta = 43° graus, onde permite uma sobrevarredura e ajuda a atenuar movimentos inconscientes do paciente)



<http://bioinfo-aula.blogspot.com/2007/12/tomografia-computadorizada.html>

ESPESSURA

- Fatia de 1,0 mm é usado em alta resolução (ex:ouvido) ;
- Fatia de 2,5 mm usada como exemplo para base do crânio e varredura de fossa posterior (para minimizar o volume parcial de listras devido a estruturas óssea pequena é de alto contraste);

INCREMENTO

- A distância entre duas varreduras consecutivas.

SCAN TIME

- Tempo de varredura (corte) da aquisição de uma fatia, tempos de 1,0 a 1,3 seg é adaptado á maioria dos casos padrões atualmente. Tempos maiores que 1,0 segundo são usados para alta exposição especiais(fatia fina com 500 mAs)

MATRIX

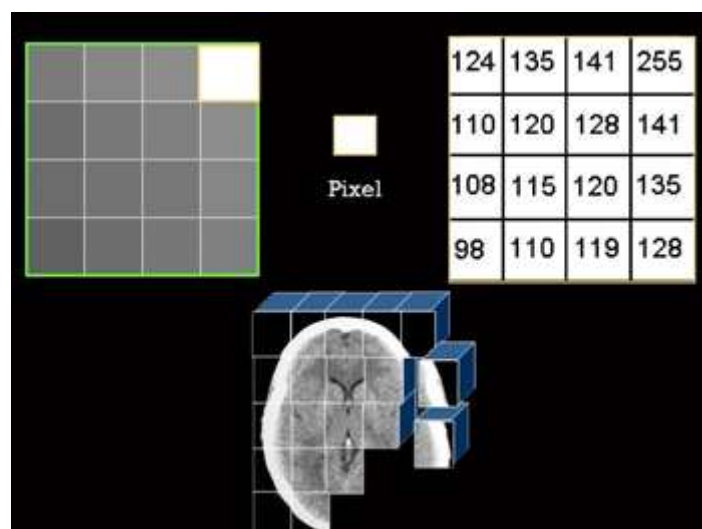
- Numero de pontos (pixels) qua a reconstrução da imagem conterà 340^2 , 512^2 , 768^2 , 1024^2 quanto menor a matriz , menos espaço em arquivo ao armazenar, mais rápida a reconstrução, porém menos números de pixels, menor a qualidade de imagem.

Por matriz, entendemos um arranjo de linhas e colunas.

A imagem tomográfica é uma imagem matricial onde, o arranjo das linhas e colunas, formam os elementos de imagem denominados individualmente pixel, que é, por sua vez, a área resultante da intersecção das linhas com as colunas.

A espessura do corte forma a terceira dimensão e, está relacionada à profundidade do corte. O volume formado pelo pixel e pela profundidade do corte é conhecido por voxel.

Nos tomógrafos atuais a matriz usual possui alta definição e dimensões de 512 linhas x 512 colunas. O primeiro tomógrafo EMI possuía matriz de resolução 80 x 80.



CONTRASTE EM CT

- **Via oral/ou via retal**- Contraste hidrossolúvel (a base de iodo) ou baritado diluído. Serve para aumentar a atenuação entre duas estruturas(analise de vísceras ocas). Administrado 1 hora antes do exame em sala. Via retal fazer diretamente em sala. (Usado para doenças pélvicas)

- **Endovenoso** - Administrado para o realce das estruturas vasculares e para aumentar o contraste entre estruturas parenquimatosas, vascularizadas, hipovascularizadas, avascularizadas . O contraste iodado não-iônico vem progressivamente aumentando, devido a diminuição de número de reações alérgicas adversas comparado ao iônico.

PROCEDIMENTOS ESPECIAIS

- 3D
- MIP (angio)
- MPR (2D)
- 4D

Todas as aquisições devem ter espessuras finas e incremento de 50 a 70% da espessura(quanto mais informação mais fidedignas mais será a reconstrução multiplanar)

