

RX - IV

**Biomédico
Técnico/Tecnólogo
em Radiologia**



**FÍSICA RADIOLÓGICA
ESTUDO DOS RAIOS-X**



ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Proteggendo Vidas

MÓDULO - IV



ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE



“Imagens Digitais dos Raios – X”

ASPR
ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Protegendo Vidas

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia
Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com
 www.aspronline.wix.com/aspronline ;  www.facebook.com/asprcq 

Milton C. Maciel
Físico em Medicina – ABFM nº 0664
Supervisor em Proteção Radiológica – CNEN RT 050
Supervisor de Proteção Radiológica – CNEN FM - 0138
Coordenador do Dpto. de Física Médica da SCMI/CRI - Radioterapia
Assessor Técnico do Serviço de Radiodiagnóstico da SCMI





ÍNDICE

Prefácio	i
----------------	---

CAPÍTULO-1 “INTRODUÇÃO A IMAGEM DOS RAIOS – X DIGITAIS”

1	- Introdução.....	01
2	- Fundamento da imagem digital.....	01
3	- Desenvolvimento histórico da imagem digital.....	02
4	- Características da imagem.....	02
	Matriz da imagem.....	03
	Faixa dinâmica.....	04
5	- Fluoroscopia digital.....	06
	Gerador de alta voltagem.....	10
	Sistema de vídeo.....	10
	Dispositivo de carga acoplada.....	11
6	- Radiografia digital.....	16
	Radiografia de projeção scaneada.....	17
	Conjunto tubo detector de raios-X.....	18
	Feixe tipo leque e área do feixe.....	19
	Radiografia computadorizada.....	20
7	- Arquivamento de imagens e sistemas de comunicação.....	20
	Sistema de exibição.....	21
	Rede de trabalho.....	22
	Sistema de armazenamento.....	24

CAPÍTULO – 2 “TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA”

1	- Introdução.....	25
2	- Perspectiva histórica.....	25
3	- Princípio de operação.....	25
4	- Modos operacionais.....	27
	Tomógrafos de primeira geração.....	27
	Tomógrafos de segunda geração.....	27
	Tomógrafos de terceira geração.....	28
	Tomógrafos de quarta geração.....	29
	Tomógrafos de quinta geração.....	30
	Tomógrafos alternativos.....	30
5	- Componentes do sistema.....	31
	Pórtico (gantry).....	31
	Colimação.....	34
	Gerador de alta voltagem.....	34
	Mesa suporte e posicionamento do paciente.....	34
	Computador.....	35
6	- Características da imagem.....	37
	Coefficiente de atenuação e algoritmo.....	37
	Matrix da imagem.....	39
	Número da CT.....	40





7	- Reconstrução da imagem.....	41
8	- Qualidade da imagem.....	42
	Resolução espacial da imagem.....	42
	Resolução do contraste.....	45
	Ruído do sistema.....	46
	Linearidade.....	47
	Uniformidade espacial.....	47

CAPÍTULO – 3 “TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA HELICOIDAL OU ESPIRAL”

1	- Introdução.....	52
2	- Princípio de varredura (Scan).....	52
	Algoritmos de interpolação.....	52
	Razão deslocamento da mesa e varredura espiral (PITCH).....	55
	Perfil de sensibilidade da seção.....	56
3	- Projeto do scanner.....	57
	Tecnologia do anel deslizante (Slip-Ring).....	57
	Tubo dos raios-X.....	58
	Detectores dos raios-X.....	59
	Gerador de alta voltagem.....	59
4	- Seleção técnica.....	59
	Tempo de exame.....	60
	Resolução do eixo -Z.....	60
	Reconstrução.....	61
5	- Características da imagem.....	61
	Sobreposição de imagens.....	61
	Projeção de intensidade máxima – MIP.....	61
	Exibição de superfície escurecida.....	63
6	- Vantagens e limitações da TC espiral.....	63
7	- Questões de revisão.....	65

APENDICE - A

ANATOMIA – Aspectos anatômicos e Morfofuncionais de referência.....	66
---	----

APENDICE - B

AGENTES DE CONTRASTE.....	68
---------------------------	----

DIRETRIZES PARA ADMINISTRAÇÃO DE AGENTES DE CONTRASTE.....	70
--	----

APENDICE - C

ANESTESIA E SEDAÇÃO.....	71
--------------------------	----

APENDICE - D

FILMES E ARTEFATOS DE IMAGEM.....	72
-----------------------------------	----

APENDICE - E

TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	77
---------------------------------	----

Glossário de termos.....	84
--------------------------	----





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 1

Imagens Digitais dos Raios - X

ASPR
ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Assuntos

1. Introdução a imagem digital
2. Desenvolvimento histórico da imagem digital
3. Características das imagens
4. Fluoroscopia digital
5. Radiografia digital
6. Sistema de comunicação e arquivamento de arquivos (PACS)

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep. 45.808 - 194 - Ilhéus/Baía
Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspr@aspronline.wix.com ; www.aspronline.wix.com/aspronline ; [f](https://www.facebook.com/aspronline) [v](https://www.youtube.com/channel/UCv...)





IMAGEM DIGITAL DO R-X

1. Introdução

A figura 4.1 diagrama a cadeia de imagens para radiografia convencional. A figura 4.2, diagrama os componentes usados na fluoroscopia convencional. Estes sistemas convencionais trabalharam bem por muitos anos, fornecendo um melhoramento nos diagnósticos por imagens. Contudo, ambos têm limitações. As imagens radiográficas estáticas, por exemplo, requerem um tempo de processamento que pode atrasar a conclusão do exame. Uma vez que a imagem é obtida, há muito pouco que possa aumentar o conteúdo da informação. Quando o exame é completado, as imagens estão na forma de uma cópia de filme rígido que deve ser catalogado e gravado para futuras revisões.

Outra e talvez mais severa limitação é o ruído inerente nestas imagens. Ambas as radiografia e fluoroscopia usam feixes de raios – X com áreas que são retangulares e largos. A Porção do Espalhamento Compton dos raios – X remanescente do feixe aumenta com o aumento do tamanho do campo que aumenta o ruído da imagem e degrada severamente a *resolução de baixo contraste* degrada severamente. O uso de grades é somente marginalmente útil na melhora desta situação.

Estas limitações podem ser reduzidas um pouco pela incorporação da tecnologia computadorizada dentro da imagem dos raios – X diagnóstico. A tecnologia do computador é baseada na transformação de imagens analógicas convencionais para a forma digital, processando os dados digitais, e mostrando as imagens tal que se pareçam imagens convencionais. Tais dados convertidos e manipulados não seriam possíveis se não fosse por meio de um computador avançado tecnologicamente.

2. Fundamento a Imagem Digital

Uma nomenclatura padrão para identificação de métodos de obtenção de imagens digitais ainda não foi uniformemente adotada.

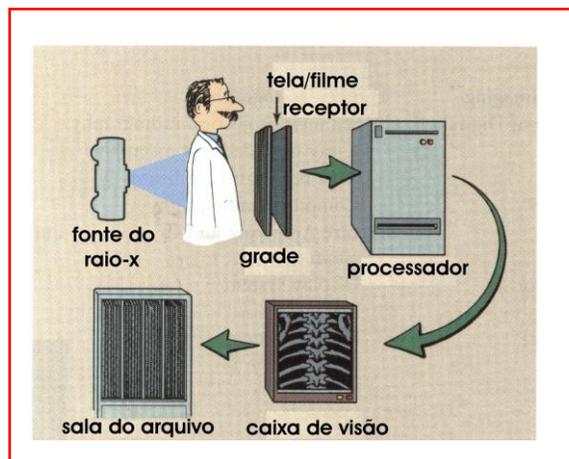


Fig. 1.1 Cadeia de Imagem em radiografia convencional.

Termos tais como *imagem vascular digital (DVI)*, *angiografia de subtração digital (DSA)*, *radiografia computadorizada (CR)*, *fluoroscopia computadorizada*, *vídeo angiografia digital*, *radiografia digital por feixe de varredura (scanner)*, e outros são usados.

No seguimento dos discursos, a fluoroscopia digital (FD) é usada para identificar um sistema de imagem de raios-X digital, que produz uma serie de imagens dinâmicas obtidas com um feixe de raios - X de área e o intensificador de imagem. Radiografia digital (DR) refere-se às imagens estáticas produzidas com um feixe de raios – X tipo leque interceptado por uma série linear de detectores de radiação ou um feixe de raios – X de área interceptada por uma placa de fósforo por luz simulada.



3. Desenvolvimento Histórico da Imagem Digital.

O desenvolvimento de equipamento radiológico de imagem digital foi protelado até que uma tecnologia computadorizada suficiente fosse disponível para processar as grandes quantidades de dados gerados. O microprocessador e a memória semicondutora é que tornou este desenvolvimento possível, e por volta de 1980, a geração de imagem digital tornou-se uma realidade clínica.

O estudo inicial começou no início de 1970, seguindo juntas duas linhas independentes. Um grupo de físicos médicos da Universidade de Wisconsin e da Universidade do Arizona iniciou separadamente os estudos de FD (Fluoroscopia Digital) no início de 1970. Este estudo foi continuado através das décadas pelos grupos de Pesquisa e Desenvolvimento, da maioria dos fabricantes de equipamentos de Raios-X. A pesquisa era sobre uso de equipamentos de fluoroscopia convencional e consistia em colocar um computador entre a câmera de TV e o monitor de televisão. O sinal de vídeo vinda da câmera de TV foi fechado através do computador, e manipulado de várias formas, e transmitido para o monitor de TV de um modo pronto para ser visualizado.

Os investigadores da FD demonstraram quase que instantaneamente, que imagens de subtração de alto contraste poderiam ser obtidas após injeções intravenosas. As duas vantagens distintas da FD sobre a fluoroscopia convencional são (1) *a velocidade da aquisição da imagem* e (2) *a intensificação da imagem pós - processamento*.

A RD (Radiografia Digital) também foi desenvolvida por um número de diferentes investigadores.

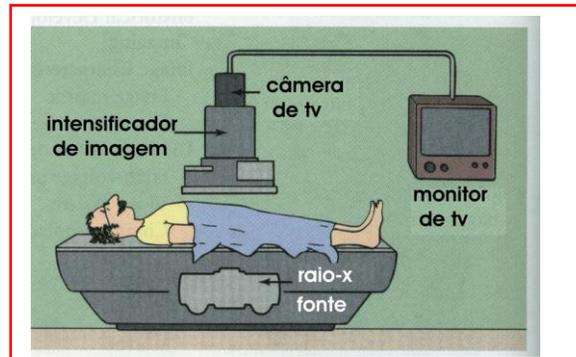


Fig. 4.2, A imagem ou geração em cadeia na fluoroscopia digital.

Uma pesquisa, desenvolvida no final dos anos 70 para complementar a tomografia computadorizada, usava um feixe de raios-X estreito tipo leque que interceptava uma série linear de detectores de radiação. Este era comumente referido como *Radiográfica de Projeção Scaneada (SPR)*. O sinal vindo de cada detector é manipulado no computador para reconstrução da imagem. Uma segunda pesquisa para RD foi também desenvolvida pela Fuji no final de 1970 e tem sido avançada e comercializada por um número de empresas fabricante de Raios - X. Este geralmente é referido como a *radiografia computadorizada (RC)* e usa um fósforo de luz - estimulada como o receptor de imagem. Embora as técnicas de raios - X digitais em imagem possam aparecer como uma imagem radiográfica ou vídeo convencional, estas não são. Estas são formadas pelos elementos individuais da imagem.

4 – Características da Imagem.

A imagem obtida nos procedimentos com Raios - X Digitais é o contrário da imagem fluoroscópica convencional ou radiográfica. Com a imagem convencional, os raios - X formam uma imagem diretamente sobre o receptor (écran – filme).



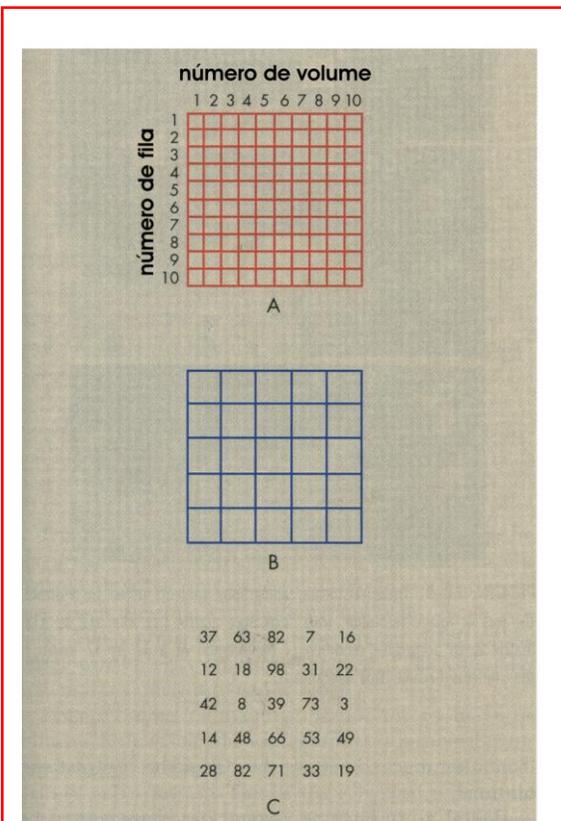


Fig. 4.3, A matriz refere-se ao alinhamento das colunas e filas. Três matrizes são mostradas. A, matriz de células 10 por 10. B, matriz de células 5 por 5. C, matriz 5 por 5 de números em células imaginária.

Com técnicas digitais, os raios - X formam uma imagem eletrônica sobre um detector de radiação e estas são manipuladas pelo computador, armazenados temporariamente na memória, e mostrado como uma *matriz* de intensidade, cada uma tendo uma faixa *dinâmica* de valores.

Matriz da Imagem.

O termo *matriz da imagem* refere-se ao layout das células em linhas e colunas. Cada célula corresponde a uma localização específica da imagem. O número na célula representa o brilho ou intensidade para esta localização.

A figura 4.3 mostra uma matriz 10 x 10 de

células, uma matriz 5 x 5 de célula, e uma matriz de 5 x 5 de números de células imaginárias é associado a imagem da (figura 4.4). Cada imagem digital consiste de uma matriz de células que tem vários níveis de brilho no monitor de vídeo. O brilho de uma célula é determinado pelo número gerado – armazenado no computador daquela célula.

Cada célula da matriz da imagem é chamada de *pixel* (elemento da imagem). Na imagem dos raios - X digital o valor de um pixel determina o brilho do pixel. O valor é relativo e é usado para fornecer imagens de subtração e para definir o contraste da imagem. Em varredura da TC o valor numérico de cada pixel é um numero da TC ou *unidade de Hounsfield (UH)*. O valor de UH pode ser usado para julgar a composição do tecido representado. Em *MRI*, ultrassom diagnóstico, e medicina nuclear o valor do pixel também tem uma relação a composição do tecido imageado. (Tabela – 4.1).

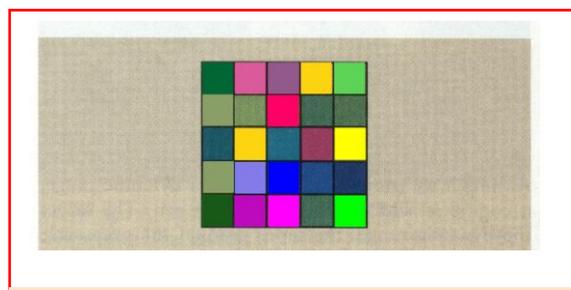


Fig. 4.4, Imagem associada da matriz na figura 4.3.

O tamanho da matriz da imagem é determinado pelas características do equipamento da imagem e pela capacidade do computador. Em suma, o tamanho da matriz geralmente pode ser selecionado pelo operador. A maioria dos sistemas de imagens de raios – X digital fornece uma matriz da imagem, ou Campo de Visão do Objeto (FOV), tamanhos de 512 x 512 e 1024 x 1024. Para o mesmo campo de visão a resolução espacial será melhor com uma matriz de imagem maior.





TABELA - 1

Valores de Pixel como função do tecido característico para modalidades de geradas.

Modalidade Gerada	Característica do tecido
Radiografia ou fluoroscopia	Número Atômico densidade de massa.
Tomografia Computadorizada	Número Atômico densidade de massa.
Medicina Nuclear	Captação de radionuclídeo
Diagnóstico de Ultra-som	Interface reflectiva.
Ressonância Magnética	Densidade de Giro, Relaxamento do Giro.

Uma matriz da imagem de 1024 por 1024 é às vezes descrita como um sistema de 1000-linhas. Em FD a resolução espacial é determinada por ambos, *matriz da imagem* e pelo *tamanho do intensificador de imagem*. Uma estimativa grosseira sobre os limites teóricos da resolução espacial pode ser obtida dividindo-se o tamanho de fósforo da janela de entrada do tubo intensificador de imagem pelo tamanho da matriz.

Verifique se você está aprendendo

Questão:

Qual o tamanho do pixel de sistema FD 1000-linhas operando em modo de 5-polegadas.

Resposta:

Cinco polegadas equivalem a 127 mm. Então o tamanho de cada pixel é:

$$\frac{127 \text{ mm}}{1024 \text{ (matriz da imagem)}} = 0.124 \text{ mm}$$

Verifique se você está aprendendo

Questão:

Quantos pixels estão contidos em uma matriz de imagem descrita como 256 por 256?

Resposta:

$$256 \times 256 = 65.536 \text{ pixels}$$

A (figura 4.5) ilustra a influência do tamanho da matriz sobre a qualidade da imagem. A matriz da imagem 64 por 64 aparece definitivamente como mosaicos. Uma imagem 512 por 512 é uma boa representação da imagem análoga original. Contudo, uma imagem 1024 por 1024 é quase indistinguível do original.

Faixa Dinâmica.

Um sistema de imagem que pode mostrar somente preto ou branco deveria ter uma faixa dinâmica de 2^1 ou 2. Tal imagem seria de contraste muito alto, mas mostraria muito pouca informação. Embora o valor atual de cada pixel seja importante, a faixa de valores é extremamente importante na determinação da imagem final.



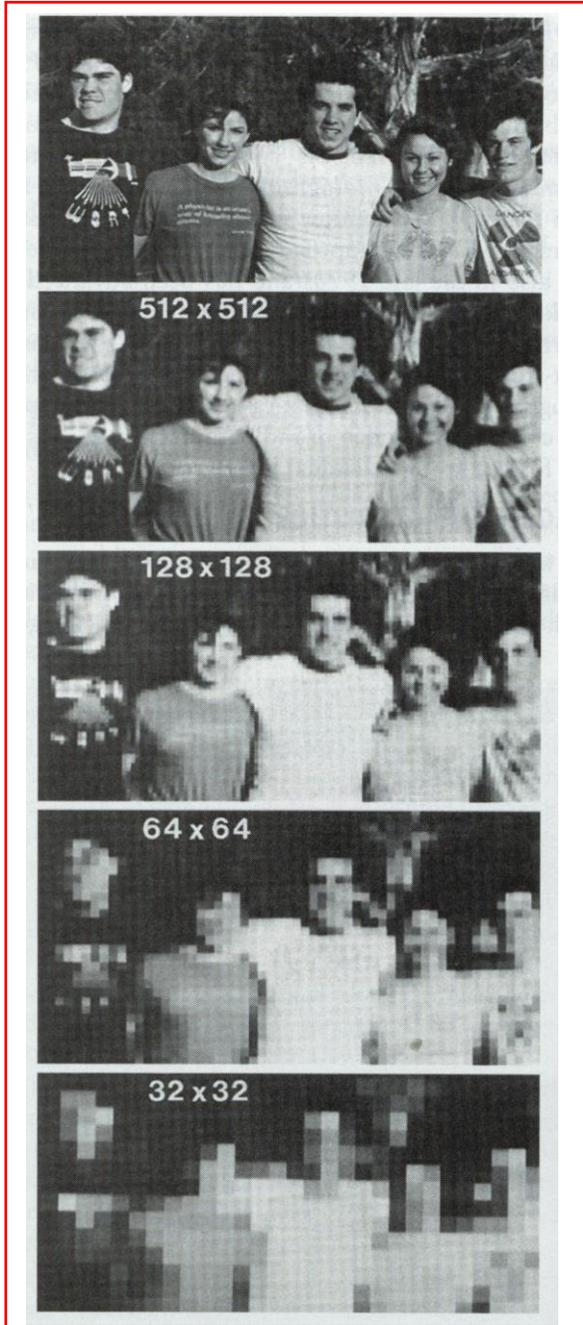


Fig. 4.5, estas poses radiografias de estudantes de Wisconsin ilustram a perda de resolução de imagem com a diminuição do tamanho da matriz. A matriz de 512x512 é uma capitulação aceitável do original. Já a matriz de 32x32, os estudantes tornam-se verdadeiros mosaicos ou blocos de pedras.

A faixa de valores sobre a qual um sistema pode responder é chamada Faixa *dinâmica*. A faixa dinâmica é um sistema digital

corresponde a uma faixa numérica de cada pixel. Visualmente, a faixa dinâmica refere-se ao número de gradação de cor cinza que pode ser representada.

A faixa dinâmica do olho humano é aproximadamente 2^5 . Isto representa 32 gradações de cinza estendendo-se do branco para o preto. A faixa dinâmica de um feixe de raios-X quando, este sai do paciente é em excesso de 2^{10} . Embora nós não possamos visualizar tal faixa dinâmica, um computador, com capacidade suficiente pode. Quanto maior a faixa dinâmica, mais gradual a escala de cinza representará a faixa de máxima intensidade dos raios - X à intensidade mínima dos raios - X.



Fig. 4.6, as fotografias deste radiologista de 34 anos de idade, sofreram radiação induzida prematura, envelhecendo, ilustra o significado da gama dinâmica. O olho humano pode apenas perceber a diferença entre os níveis de 16 e 32 de cinza. O computador pode distinguir com precisão 256 níveis de cinza ou mais.



Então, quanto maior a faixa dinâmica, melhor a resolução de contraste.

Sistemas de imagens de raios - X digital são caracterizados pela sua faixa dinâmica e distinguidos pela capacidade do computador e do software. A maioria usa uma faixa de 8-, 10-, ou 12-bit, significando uma faixa dinâmica de 2^8 , 2^{10} , ou 2^{12} . O sinal elétrico que caracteriza a intensidade dos raios-X de uma imagem é convertido para forma digital. As informações digitais são mostradas como uma matriz da imagem, cada pixel o qual é capaz de uma faixa de 2^8 (0 a 255), 2^{10} (0 a 1023), ou 2^{12} (0 a 4095).

A (figura 4.6) ilustra os efeitos da faixa dinâmica sobre a imagem. Claramente um sistema com baixa faixa dinâmica é alto contraste, mas somente sobre uma limitada porção da imagem. Faixa dinâmica alta permite uma ampla latitude de imagem. O contraste de uma **região de interesse (ROI)** de uma imagem pode ser eletronicamente aumentado se o sistema do computador tiver uma faixa dinâmica suficiente.

Devido alguns radiologistas preferir não diagnosticar do console CRT, o radiografo é responsável para produzir imagens de filmes de CRT de contraste e densidade óptica própria. Isto é feito pelo uso de computador para pós - processar uma imagem através de uma técnica é chamado **Windowing**.

A imagem digital com uma faixa dinâmica de 10 bit terá 1024 valores de cinza; contudo, o olho humano pode ver somente cerca 30 matizes. O pós-processamento do computador é usado para permitir uma pessoa a ver somente uma janela da faixa dinâmica inteira.

As duas características da janela são **nível de janela** e **largura de janela** (figura 4.7). Nível de janela identifica o tipo de tecido a ser imageado. Por exemplo, uma TC de nível de janela de 50 irá imagear tecido abdominal,

enquanto que um nível de janela de 750 imageará um tecido pulmonar (figura 4.8). Largura da Janela determina a escala de cinza representada sobre aquele tecido. Quanto maior a largura da janela, mais comprido será a escala de cinza. Larguras estreitas de janelas produzem alto contraste (figura 4.9).

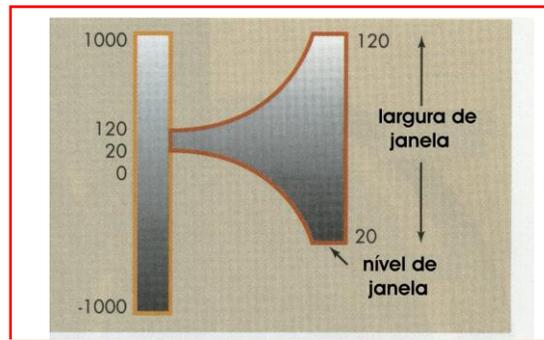


Fig. 4.7, Windowing um controle de imagem digital, o contraste de imagem e densidade óptica. (Cortesia Helen Schumpert.)

5 – Fluoroscopia Digital.

Um exame em FD é conduzido da mesma maneira como em um estudo convencional. O equipamento usado parece o mesmo, mas tal não é o caso (figura 4.10). Um computador, dois monitores de vídeo, e um complexo console operacional tem sido adicionado.

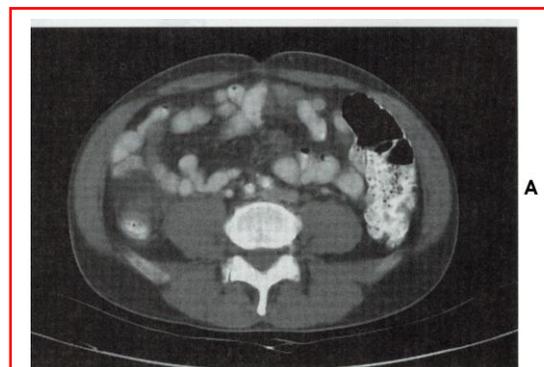


Fig. 4.8, A seleção de janela de nível depende sobre a anatomia gerada. O abdômen (A) ou o tecido leve do tórax (B) requer uma janela de nível baixo (nível 50, largura 500).



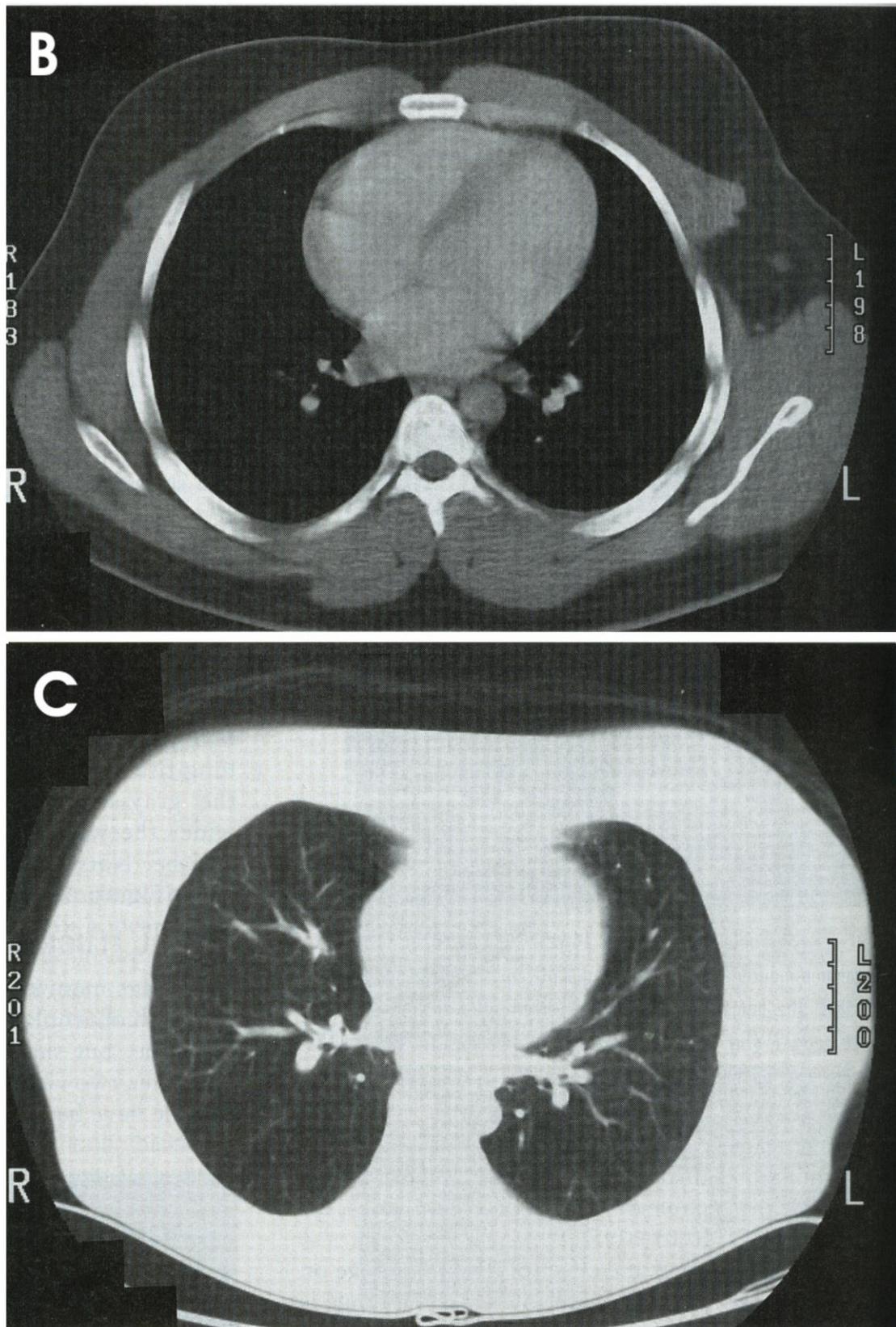


Fig. 4.8, continuação. (Cortesia Helen Schumpert.)



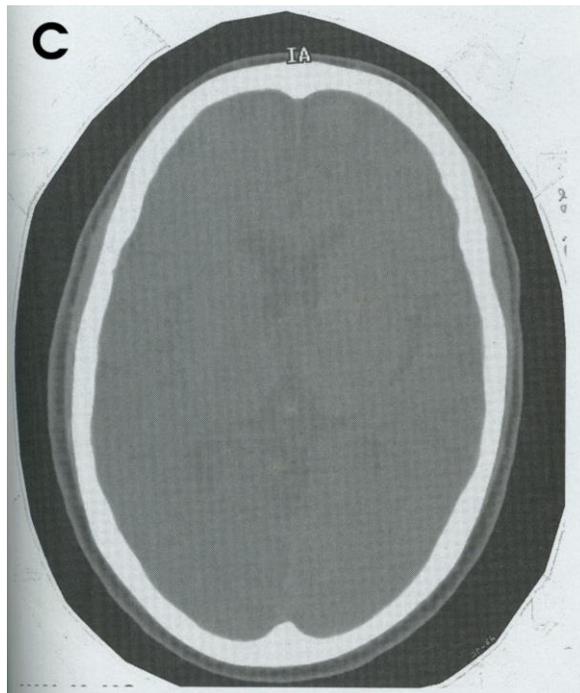
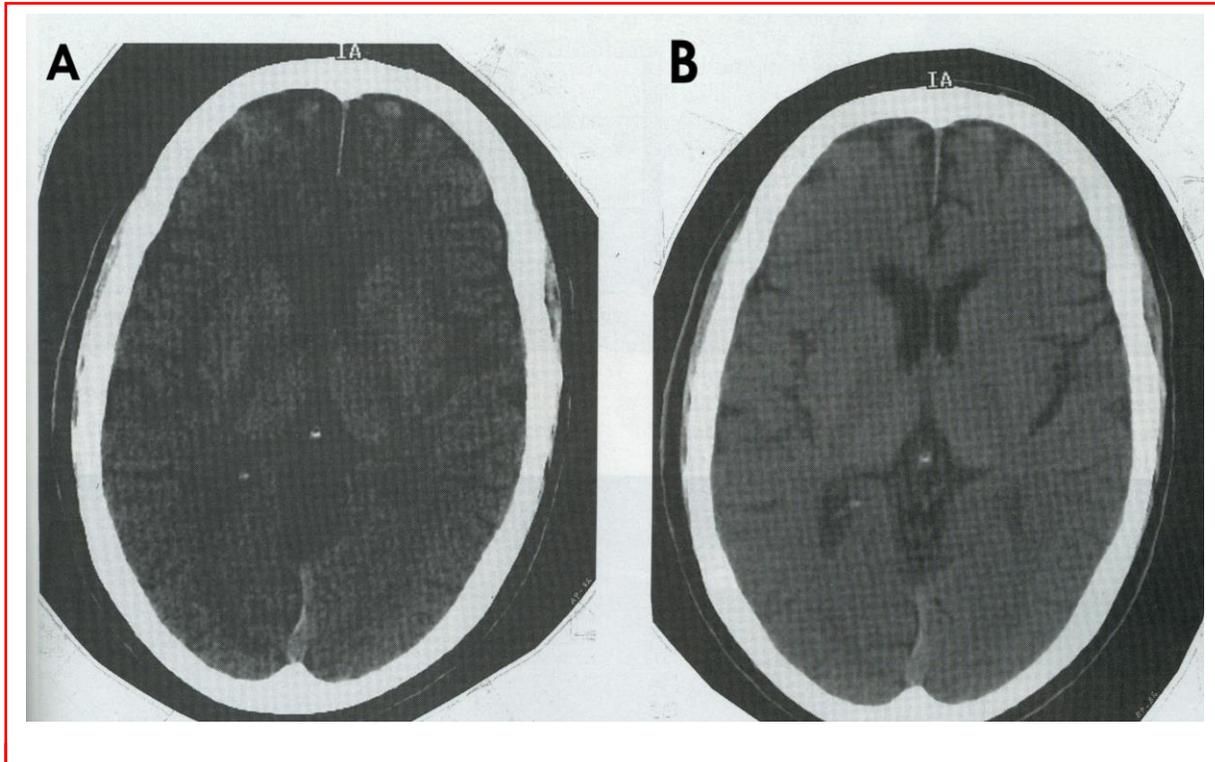


Fig. 4.9, estas varreduras do cérebro mostram a perda de contraste com aumento da largura da janela; A, nível 50, largura 50, B, nível 50, largura 100, C, nível 50, largura 500. (cortesia Helen Schumpert.)

A (figura 4.11) mostra uma estação monitora fluoroscópica digital representativa, a qual exibe os resultados manipulados pelo console. O console de operação contém chaves alfanuméricas e funcionais para entrada de dados do paciente e de comunicação com o computador. O console operacional também contém chaves de funções especiais para dados de aquisição, exibimento de imagem e pós-processamento de imagem, tal como análises de historiograma ou manipulação de região de interesse (ROI). Três monitores de vídeo são geralmente disponíveis: um para dados do paciente, um para exibimento de imagem corrente, e um para subtração da imagem exibida.



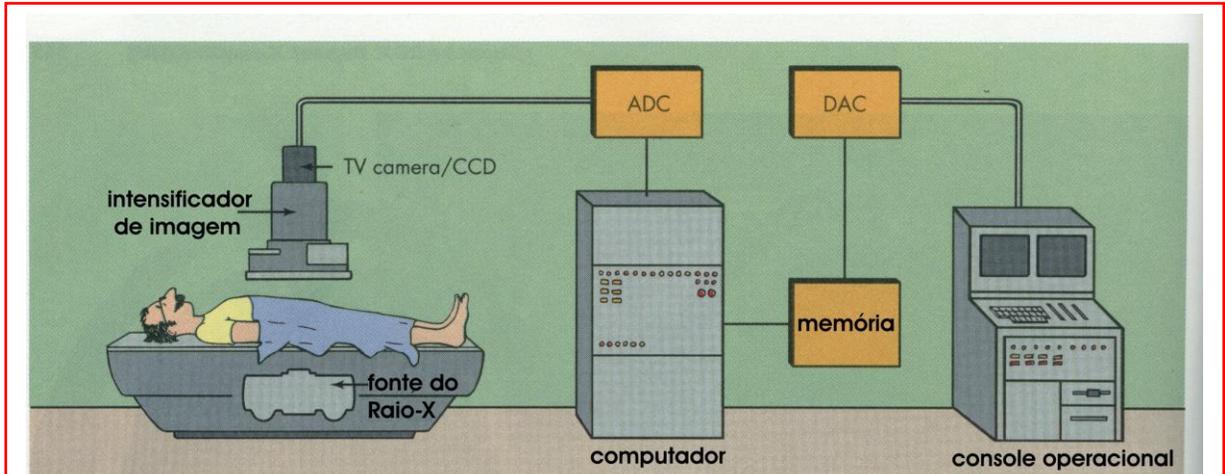


Fig. 4.10, Os componentes do sistema de uma FD. (fluoroscopia digital).

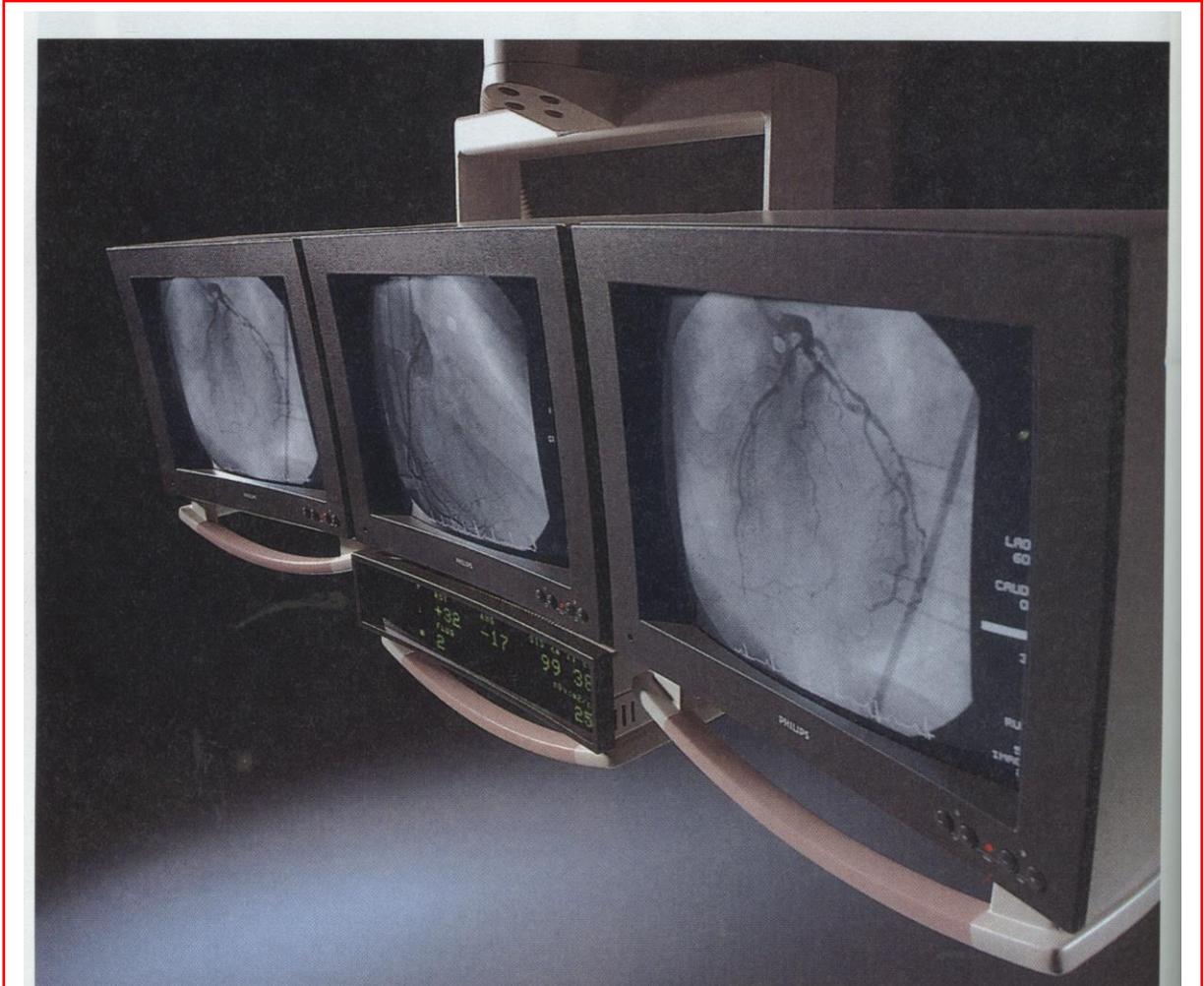


Fig. 4.11, Estação de monitoramento para sistema de fluoroscopia digital . (Cortesia Philips Sistemas Médicos.)



Gerador de Alta Voltagem.

Durante a FD, o tubo de raios – X sob a mesa de fato opera no modo radiográfico. A corrente do tubo é medida em centenas de mA ao invés de 5 mA ou menos como em fluoroscopia convencional. Isto não é um problema porque o tubo não é energizado continuamente. Imagens vindas da FD são obtidas em muitos do mesmo modo que são obtidas imagens de trocadores de filmes rápidos em procedimentos angiointervencionista.

As taxas de aquisição de imagens comuns em muitos exames é de 1 por segundo a 10 por segundo. Visto que isto requer 33 milissegundos para ler 1 quadro de vídeo, exposição de raios – X mais longas podem resultar em dosagem desnecessária do paciente. Que é um limite teórico, contudo, exposições mais longas podem ser necessárias para assegurar baixo ruído e boa qualidade de imagem.

Consequentemente o gerador de raios-X deve ser capaz de ligar e desligar muito rapidamente. O tempo requerido para o tubo de raios-X ser ligado e atingir o nível selecionado de **kVp** e **mA** é chamado de **tempo de interrogação**. O tempo requerido para o tubo de raios - X estar desligado é o **tempo de extinção**. Para isto é necessário que os sistemas FD incorpore geradores **trifásicos** ou geradores de **alta frequência** com tempos de interrogação e extinção de aproximadamente 1 milissegundos.

Sistema de Vídeo.

O sistema de vídeo usado em uma fluoroscopia convencional é geralmente um sistema de 525-linhas. Tal sistema é adequado para FD, embora resolução espacial maior possa ser obtida com sistemas de 1000-linhas. Vídeo convencional, contudo, tem duas limitações que restringe

sua aplicação em técnicas digitais. Primeiro o modo entrelaçado de ler o alvo da câmara de televisão podem degradar significativamente a imagem digital. Segundo o tubo da câmara de televisão convencional é relativamente barulhento. Elas têm uma Razão Sinal-Ruído (SNR) de cerca de 200:1, considerando que para FD é necessária uma relação SNR de 1000:1.

Modo entrelaçado vs modo progressivo.

Na fluoroscopia, o método pelo qual um tubo de câmara de televisão convencional lê seu alvo montado já foi descrito. Este foi descrito como um modo entrelaçado onde dois campos de 262½ linhas campo eram lidos em $\frac{1}{60}$ segundos (17 milissegundos) para formar um quadro de vídeo (frame) de 525-linhas em $\frac{1}{30}$ segundos (33 milissegundos) como mostrado na (figura 4.15).

Quando lemos um sinal de vídeo no modo progressivo o feixe eletrônico do tubo da câmara de televisão varre o alvo assemblíco continuamente da cima até abaixo em 33 milissegundos (figura 4.12). A imagem de vídeo é similarmente formada no monitor de TV. Não há entrelaçamento de um campo com outro, e isto produz uma imagem mais aprimorada com menos ondulação.

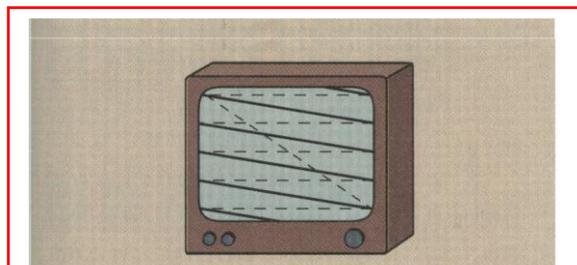


Fig. 4.12, Modo progressivo de leitura do sinal de vídeo.

SNR. Todos dispositivos eletrônicos são inerentemente barulhentos. Por causa de aquecimento dos filamentos e diferença de voltagens, há sempre uma pequena corrente



elétrica fluindo em algum circuito. Isto é chamado de **ruído de fundo eletrônico**. Este é similar ao ruído sobre uma radiografia em que não leva nenhuma informação e serve somente para obscurecer o sinal eletrônico.

Já o tubo da câmera de TV convencional tem um SNR de cerca de 200:1, o sinal máximo saído será de 200 vezes maior do que o ruído de fundo eletrônico. Isto não é suficiente para FD porque o sinal de vídeo é raramente máximo e sinais mais baixos se tornem até mesmo perdidos no ruído. Especialmente quando técnicas de subtração são usadas, a resolução de contraste da imagem será severamente degradada por um sistema com uma baixa SNR.

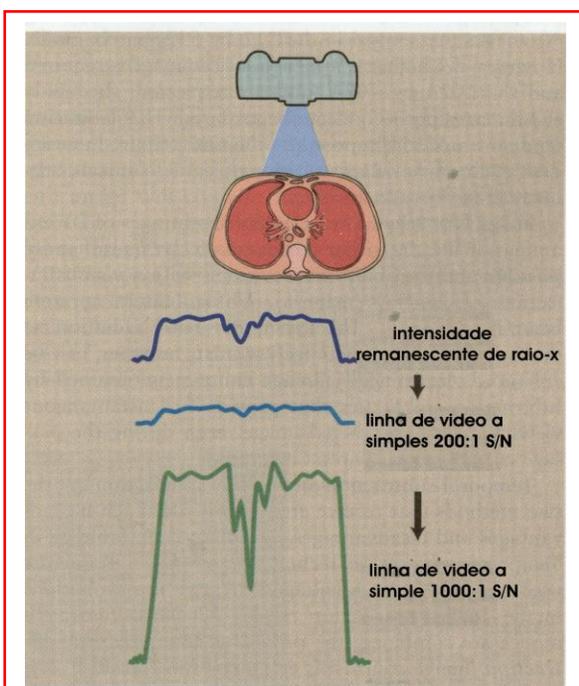


Fig. 4.13, A informação contida no sistema de vídeo com um alto SNR é grandemente aumentado. Mostrado aqui há uma linha sinal de vídeo através de um objeto e o sinal resultante para 200:1 e 1000:1 SNRs.

A Figura 4.13 ilustra a diferença entre a SNR 200:1 saído do tubo da câmera de TV e um tubo de 1000:1. Para 200:1 a faixa dinâmica é menos do que 2^8 , e para 1000:1, é de 2^{10} . O tubo com uma razão SNR 1000:1 contém

5 vezes a informações úteis e mais compatibilidade com imagem aumentada assistência-computador.

Dispositivo de carga - acoplada.

Computador. Minicomputadores são usados em FD. A capacidade do computador é o fator mais importante na determinação da qualidade da imagem, a maneira e a velocidade da aquisição, e a manipulação e o processamento da imagem. Características importantes de um sistema de FD que são controlados por computador são o **tamanho da matriz da imagem**, a **o sistema da faixa dinâmica**, e a **taxa de aquisição de imagem**.

O sinal saído do tubo da câmera de TV é transmitido por cabo para um conversor ADC (converte sinal analógico para digital). O ADC aceita o sinal saído da câmera de TV que varia continuamente (sinal analógico) e converte este para números digitais.

Para ser compatível com o computador, o ADC deve ter a mesma faixa dinâmica como o computador. Um ADC de 8-bit poderia converter o sinal analógico em valores entre 0 e 225. Um ADC de 10-bit poderia ser mais preciso na qual a conversão analógico-digital poderia variar de 0 a 2^{10} , ou 0 para 1023.

A saída do ADC é então transferida para a memória principal e manipulada tal que a imagem digital formada na matriz seja armazenada. A faixa dinâmica de cada pixel, números de pixels, e o método de armazenamento determinarão a velocidade que a imagem pode ser adquirida, processada, e transferida a um dispositivo de saída.

Se a imagem arquivada está na memória primária, o qual geralmente é o caso, então a aquisição de dados e transferência podem ser tão rápidas como 30 imagens por segundo. Em geral, se a matriz da imagem é dobrada





(e.g., de 512 para 1024) a taxa de aquisição da imagem será reduzida pelo fator de quatro. Um sistema representativo pode ser capaz de adquirir 30 imagens por segundo em modo de matriz de 512 por 512. Contudo, se uma imagem de resolução espacial mais alta é adquirida e o modo 1024 por 1024 é requisitado, então somente oito imagens por segundo podem ser adquiridas. Esta limitação sobre transferência de dados é imposta pelo tempo requerido para conduzir tal quantidade enorme de dados vindos de um segmento da memória para outro.

Formação de Imagens. As principais vantagens dos exames de FD são as técnicas de *subtração de imagens* que são possíveis e a capacidade para ver vasos com injeção venosa com meios de contraste. Infelizmente um feixe de área deve ser usado. A radiação espalhada associada reduz o contraste da imagem. O contraste da imagem, porém, pode ser aumentado eletronicamente. O contraste da imagem é obtido por técnicas de subtração que fornece para a visualização instantânea da imagem subtraída, mesmo durante a passagem de um bolus do meio do contraste.

Subtração temporal e subtração de energia. São os dois métodos que recebem atenção na FD. Cada um tem vantagens e desvantagens como descritas na (tabela 4.2). Técnicas de *subtração temporal* são mais frequentemente usadas por causa do gerador de alta voltagem ter limitações no modo de subtração de energia. Quando as duas técnicas são combinadas, o processo é chamado *subtração híbrida*. O contraste de imagem é aumentado, ainda mais por *subtração híbrida* por causa da redução de movimento entre as imagens subtraídas.

Subtração Temporal. Subtração Temporal refere-se ao número de técnicas assistida - computador pela qual uma imagem obtida em um tempo é subtraída da imagem obtida em tempo posterior. Se, durante o período de intervenção, o material de contraste foi

introduzido dentro da vasculatura, a imagem subtraída mostrará somente os vasos cheios de meios de contraste. Dois métodos são comuns – O *modo máscara* e o *Modo de diferença intervalo - tempo*.

TABELA 4.2

Comparação de Subtração Temporal e Subtração de Energia	
Subtração Temporal	Subtração de Energia
Usa um kVp Simples	Requer uma troca rápida de kV
Feixe de Raios – X normal filtração adequada	É preferível a troca do filtro do feixe dos r- X
Alcança Resolução de Contraste de 1 mm a 1%	Requer uma intensidade de raios – X para Resolução de Contraste comparável.
É necessária uma aritmética simples na subtração de imagem	É necessária uma subtração de imagem complexa
Artefatos de movimento são um problema	Artefatos de movimentos são muito reduzidos
Subtração total de ossos comuns é alcançada	Alguns ossos residuais podem aparecer na subtração
Possibilidades de subtração são limitadas pelo o numero de imagens	São possíveis muitos mais tipos de subtração.

Modo Máscara. Um procedimento no modo máscara típico está diagramado na (figura 4.14). O paciente é posicionado sob o controle fluoroscópico normal para garantir que a região da anatomia sob investigação esteja dentro do campo de visão do intensificador de imagem. Uma bomba injetora é armada e preparada para entregar **30 a 50** mililitros de meio de contraste a taxa de aproximadamente **15 a 20** mililitros por segundo através da entrada venosa. Se uma entrada arterial é escolhida, **10 a 25** mililitros



de meio de contrastes diluídos a **10 para 12 mililitros por segundo** podem ser usados. O aparelho de imagem é mudado de fluoroscopia para modo FD. Isto requer um aumento na corrente do tubo de raios-X de **20 para 100** vezes no modo fluoroscópico e a ativação do programa de aquisição de pulso-imagem.

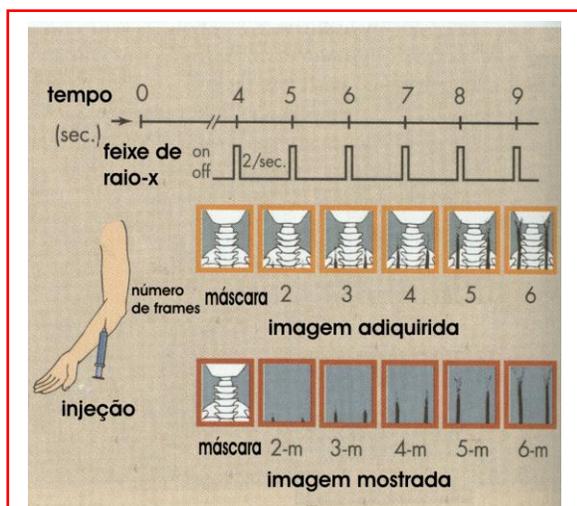


Fig. 4.14, uma representação esquematizada do modo máscara na FD.

O injetor é acionado e após um atraso de 4 a 10 segundos, antes de o bolo de meio de contraste alcançar o local anatômico, é feita uma exposição inicial de raios -X pulsado. A imagem obtida é arquivada na memória primária e exibida no monitor de vídeo “A”. Esta é a imagem máscara.

Esta imagem máscara é seguida por uma series de imagens adicionais que são arquivados em memórias locais adjacentes. Enquanto estas imagens subsequentes estão sendo adquiridas, a imagem máscara é subtraída vinda de cada e o resultado é armazenado na memória primária. Ao mesmo tempo a imagem subtraída é mostrada no monitor de vídeo “B”. A figura 4.15 mostra uma máscara de pré-injeção, uma imagem não aumentada depois da injeção venosa, e uma imagem aumentada obtida subtraindo o primeiro do segundo.

Imagens subtraídas aparecem em tempo real e são então arquivadas na memória. Depois do exame, cada imagem subtraída pode ser aberta para um exame mais detalhado.

Como descrito aqui, cada imagem foi obtida de um de raios - X pulsado a 33-milissegundos. O tempo requerido para um quadro no vídeo é 33-milissegundos. Devido de o sistema de vídeo ser relativamente lento para responder e o ruído do vídeo pode ser alto, muitos quadros de vídeo (geralmente 4 ou 8) pode ser adicionado a memória para fazer cada imagem. Este processo é chamado **integração de imagem**, embora o processo melhore a resolução de contraste, e também aumenta a dose paciente por causa de mais quadros de imagens serem adquiridos.

A FD no modo máscara a sequência de imagens depois da aquisição da máscara pode ser manualmente controlado ou pré-programado. Se pré-programado, o computador controla a aquisição de dados de acordo com a demanda de exames. Por exemplo, para avaliar o fluxo da carótida depois de injeção na veia braquial, poderíamos injetar material de contraste e, 2 segundos após injeção, adquirir a imagem máscara. Lá então podem surgir outros 2 segundos de atraso da imagem, seguido por imagens obtidas a taxa de dois por segundo e 3 por segundo, um por segundo para cinco segundo, e um a cada outro para 14 segundos. Se a capacidade do computador para adquirir imagens é suficiente, alguma combinação de múltiplos atrasos e variações de taxas de imagens adquiridas é possível.



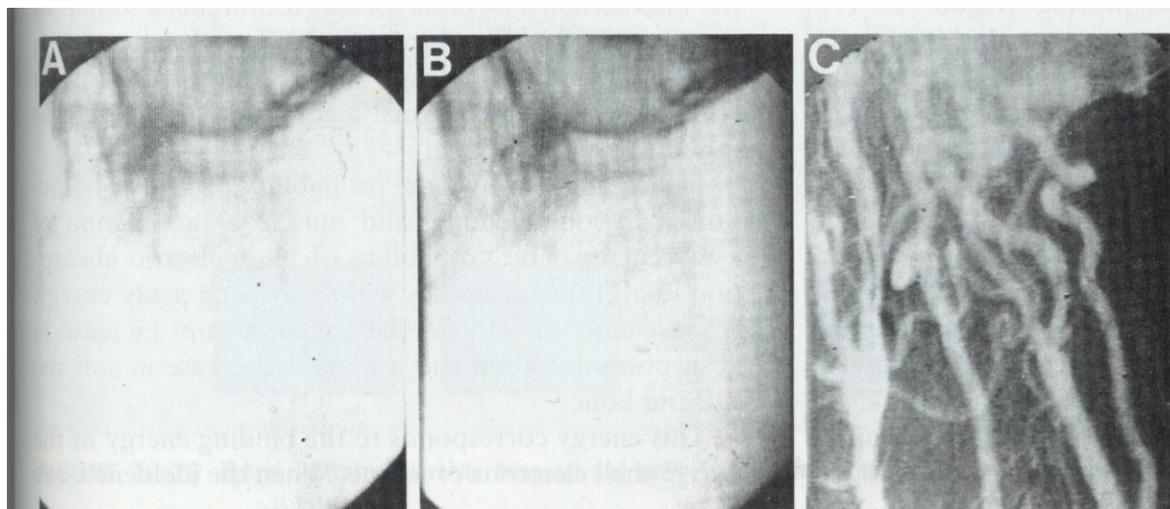


Fig. – 15, A, A pré-injeção de máscara. B, A pré-injeção não aumenta a imagem. C, Um aumento da subtração da imagem produzida quando a máscara pré-injetada é subtraída de pós injeção não aumentada da imagem. (Cortesia Charles Mistretta.)

Remascarando - Se, no exame subsequente, a imagem máscara inicial é inadequada por causa do movimento do paciente, técnica imprópria, ou por qualquer outro motivo, imagens posteriores podem ser usadas como máscara da imagem. Um exame típico pode requerer um total de 30 imagens em adição a máscara de imagem. Se a máscara da imagem planejada é tecnicamente inadequada e o contraste máximo aparece durante a décima quinta imagem, uma pessoa pode obter uma melhor subtração da imagem pelo uso da imagem número cinco como máscara em lugar da imagem número um. Podemos até mesmo integrar muitas imagens (e.g., números quatro por oito) e usar aquela imagem composta como a máscara. Imagens máscaras inaceitáveis podem ser causadas por ruído, movimento, e fatores técnicos.

Modo diferença em Intervalo de tempo – Alguns exames chamados para cada imagem subtraída podem ser feitos vindos de máscara diferentes e acompanhado de quadros. Isto é chamado modo *diferença de intervalo de tempo (TID)* (figura 4.16). Uma taxa de aquisição de imagem constante precisa

ser usada para imagens TID. Em estudo cardíaco, por exemplo, a aquisição de imagem *inicia 5 segundos depois da injeção na taxa de 15 imagens por segundo durante 4 segundos*. Um total de *60 imagens será obtido em tal estudo*. Estas imagens são identificadas como um número de quadro de um através de 30. Cada imagem é arquivada em um endereço da memória separada quando esta é adquirida. *Se a diferença num intervalo de tempo de 4 imagens (268 milissegundos) é selecionado, a primeira imagem para aparecer será aquela obtida quando um quadro é subtraído de cinco quadros*. A segunda imagem conterá a subtração de dois quadros de seis quadros, o terceiro irá conter a subtração de três quadros de sete quadros e assim por diante.

Em tempo real as imagens observadas carregam o fluxo do meio de e contraste dinamicamente. O exame subsequente mais íntimo de cada imagem TID mostra ser relativamente livre de artefatos de movimento, mas com menos contraste do que modo máscara imagem. Como resultado, TID gerado é principalmente aplicado em monitoramento cardíaco (figura 4.17).



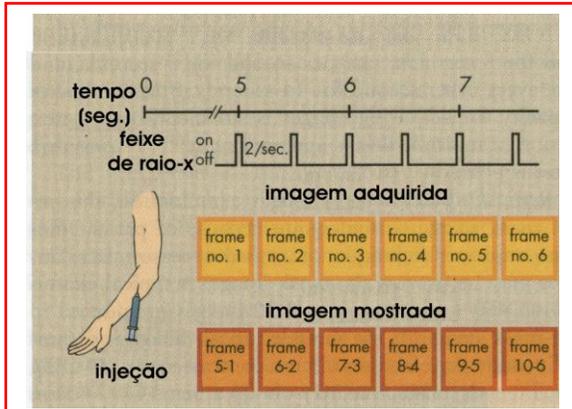


Fig. 4.16, A maneira na qual obtiveram imagens sequencialmente são subtraídas é mostrado em um intervalo de tempo de diferente estudo.

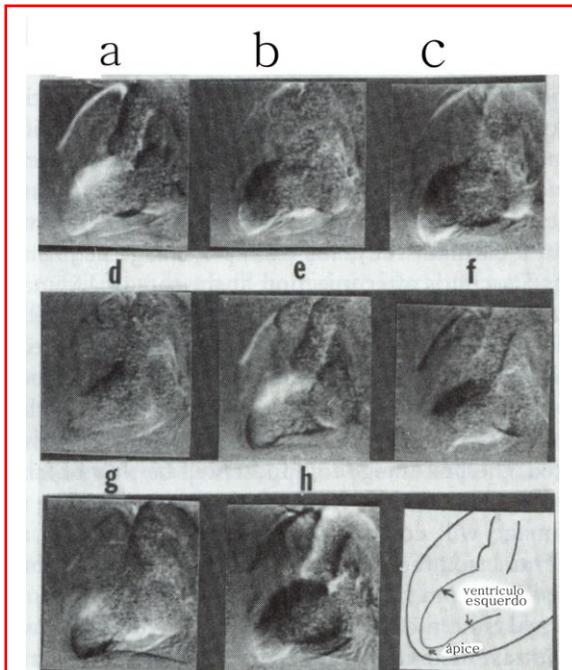


Fig. 4.17, TID imagens mostrando discinesia em um coração de um cão. (Cortesia Charles Mistretta).

Estas imagens TID do coração de um cão mostram o movimento discinético (discinesia - dificuldade de movimentos voluntários). Em **h** o ápice é expandido (branco), enquanto que o resto da borda do ventrículo esquerdo é contraída (preto). Num coração normal a borda inteira é também branca ou preta.

Registro incorreto. – Se o movimento do paciente ocorre entre a imagem máscara e a imagem subsequente, a imagem subtraída conterá artefatos **registrados incorretamente** (figura 4.18). A mesma anatomia não é registrada no mesmo pixel da matriz imagem. Este tipo de artefato pode frequentemente ser eliminado por novo registro de uma máscara, que é, trocando de máscara por um ou mais pixels até que a superposição de imagens seja obtida de novo.

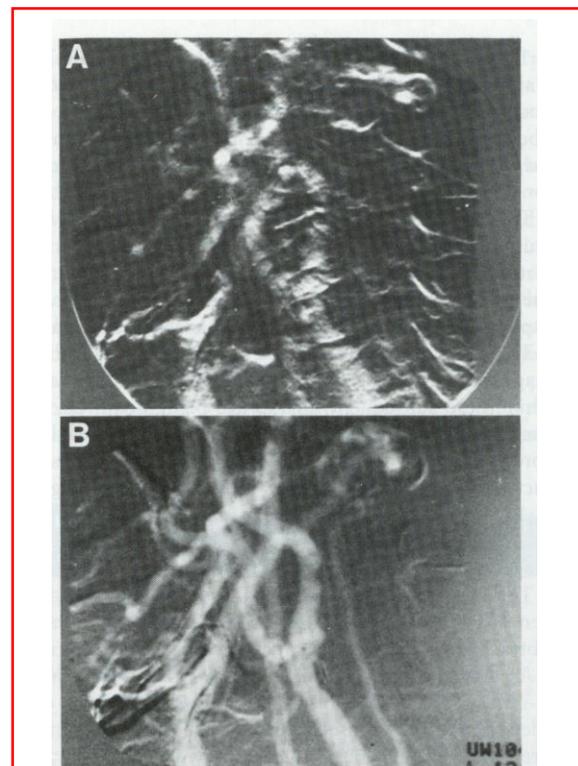


Fig. 4.18, Artefatos mal registrados. (Cortesia Bem Arnold).

O novo registro pode ser um processo tedioso. Geralmente, quando uma área de uma imagem é novamente registrada, outra área tornara-se mal registrada. Isto pode ser controlado em alguns sistemas pelo re-registro ROI. A maioria dos sistemas pode re-registrar não somente os incrementos de larguras de pixel, mas também até um décimo de largura de pixel.



Subtração de energia. Técnica de subtração temporal tem vantagens de trocar o meio de contraste durante o tempo de exame e não requer demanda especial no gerador de alta voltagem. Subtração de energia usa dois tipos diferentes de feixes de raios-X alternadamente para fornecer uma imagem subtraída resultante da diferença na interação fotoelétrica. A base para esta técnica é similar a que foi descrito anteriormente para ecrãs de terras – raras. Esta se baseia sobre mudança abrupta na absorção fotoelétrica para limite K do meio de contraste comparado com aqueles para tecido moles e osso.

A figura 4.19, mostra a probabilidade de interação dos raios-X com iodo, osso, e músculo como uma função da energia dos raios-X. A probabilidade da absorção fotoelétrica em todos os três diminui com a energia dos raios aumentada. Em uma energia de 33 keV, há um aumento abrupto em absorção no iodo e uma modesta diminuição no tecido mole e osso.

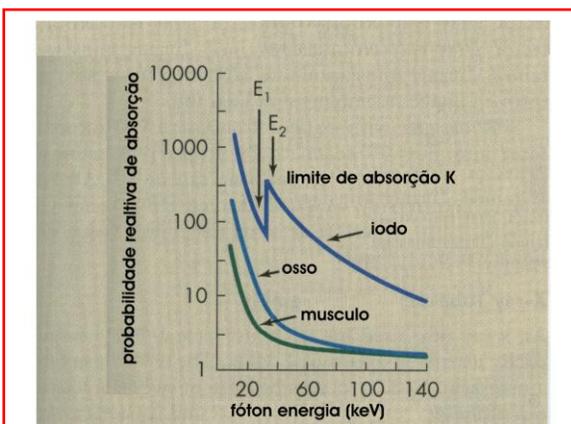


Fig. 4.19, Absorção fotoelétrica no iodo, osso e músculo.

Esta energia corresponde a energia de ligação dos dois elétrons – K da camada do iodo. Quando a energia dos raios-X incidente é suficiente para superar a energia de ligação dos elétrons – K da camada do iodo há um abrupto e largo aumento na absorção.

Graficamente, este aumento é conhecido como o *limite de absorção K*.

Se o feixe de raios-X de 32 e de 34 keV pudesse ser usado alternadamente, a diferença na absorção no iodo seria enorme e a imagem de subtração resultante teria contraste muito alto. Porém, Tal não é o caso, desde que todo feixe de raios-X contenha um espectro de energia largo.

Subtração de energia tem uma desvantagem de requerer um feixe de raios-X alternando de dois espectros de emissões diferentes. Dois métodos têm sido inventados - (1) Feixe de raios - X pulsando alternadamente a 70 kVp e então 90 kVp e (2) introduzindo filtro de metal dissimilar dentro do feixe de raios-X alternadamente em uma *roda variante*.

Subtração Híbrida. Alguns sistemas FD são capazes de combinações temporais e técnicas de subtração em energia sobre a qual chamamos *subtração híbrida* (figura 4.20).

A aquisição de imagens segue o procedimento modo máscara como descrito anteriormente. Contudo, as máscaras e cada imagem subsequente é formada por uma técnica de subtração de energia. Se o movimento do paciente pode ser controlado, imagem híbrida pode teoricamente produzir uma imagem FD de qualidade mais alta.

6 – Radiografia Digital.

A radiografia digital difere da radiografia convencional em que o filme não é o receptor da imagem. Outros tipos de detectores de radiação são usados para que se tenha uma saída elétrica que seja proporcional a intensidade da radiação. Inicialmente este sinal de saída pode ser na forma analógica, porém é convertida para a forma digital. A imagem é então mostrada no monitor de vídeo após o processamento do computador.



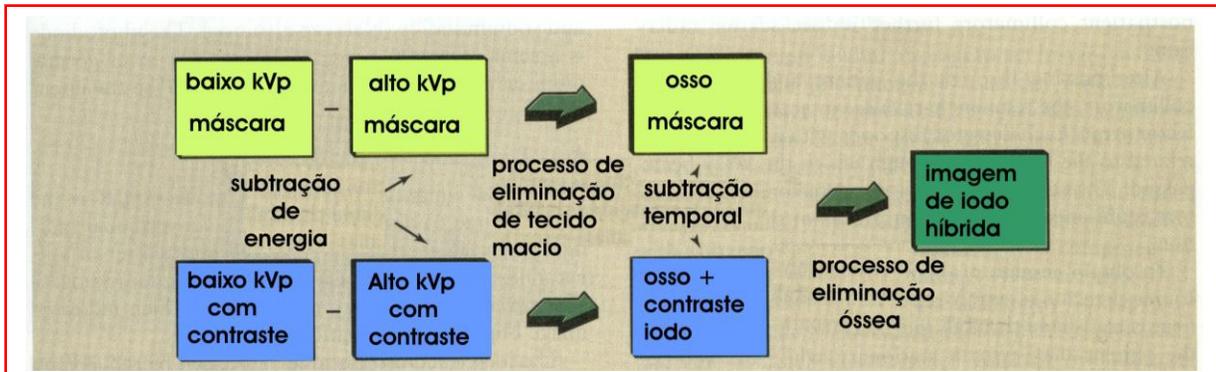


Fig. 4.20, Subtração Híbrida envolve técnicas de subtração temporal e energia.

Radiografia de Projeção Scaneada.

Talvez a primeira aplicação clínica de RD (Radiografia Digital) foi desenvolvida pelo **General Electric Medical Systems** como complemento da TC (tomografia computadorizada). Esta tem se tornada conhecida como a radiografia de projeção scaneada. (SPR). SPR envolve o uso do gantry existente na TC e computador para geração de imagem que pareça surpreendentemente como uma radiografia convencional (figura 4.21).

Esta imagem é similar a imagem radiográfica convencional porque há a superposição de tecidos. Esta difere da imagem convencional vinda visto que esta é virtualmente livre da radiação espalhada e está na forma digital. A radiação espalhada reduzida vinda da colimação de feixe ventilador aumenta o contraste da radiografia. A forma digital da imagem permite técnicas de subtração como descritas para FD e fornecem para outros tipos de imagens manipuladas.

SPR com redução dos fótons de raios – X espalhados reduz o ruído nas imagens. Lembre-se que fótons de espalhamento Compton não conduzem informações úteis, mas simplesmente contribuem para o ruído de fundo. Em qualquer sistema de imagem,

ruídos cobrem as anatomias de baixo-contraste. Consequentemente o contraste da radiografia é alto e a detecção de anatomia de baixo-contraste é melhorada.

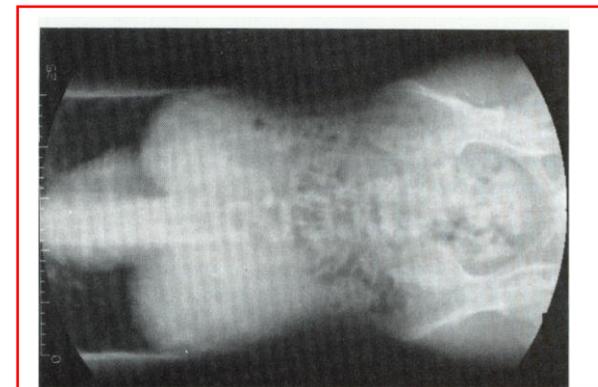


Fig. 4.21, Esta Radiografia computadorizada é típica de scanner de projeção radiográfica com varredura da TC. (Cortesia Larry Rothenberg)

A principal desvantagem com SPR é a sua resolução espacial pobre. Enquanto um sistema écran-filme convencional pode gerar objetos de 100 μ m, SPR não pode fazer melhor do que cerca de 500 μ m. É claro que, este grau de resolução é adequado para a maioria dos exames.

Quanto mais detectores estiverem posicionados por grau de feixe dos raios – X ventilador, melhor será a resolução espacial.



Visto que os detectores preenchidos a gás podem ser mais compactados, tal sistema geralmente exibirá melhor resolução.

Quando a velocidade de translação é aumentada, menos raios-X serão detectados por causa da translação do paciente através do feixe dos raios-X ou a translação do feixe através do paciente diminuirá a qualidade da imagem resultante, especialmente resolução de baixo e alto contraste.

Os componentes básicos de um sistema SPR é um feixe de raios-X moldado pelo o colimador para a forma de ventilador que estreitam o feixe de 2 para 10 milímetros de espessura por um arco de 30 a 45 graus (figura – 22). Há dois colimadores. O colimador pré-paciente que molda o feixe, reduzindo a radiação espalhada, e controla a dose no paciente. O colimador pós - paciente mais adiante que reduz a radiação espalhada.

Depois de atravessar o paciente e o colimador pós-paciente, os raios-X remanescentes são interceptados pela série detectora. Cada detector responde com um sinal que está relacionado a parte do corpo através do qual o feixe de raios-X passou. A resposta total desta série detectora então representa um perfil de atenuação daquela seção do corpo.

Para obter um perfil suficiente para uma imagem completa, o conjunto fonte - detector permanece estacionado e o paciente é traduzido através do feixe de raios-X. Alternativamente o paciente pode permanecer estacionado enquanto o conjunto fonte - detector traduz. Durante a tradução, ou o feixe de raios-X é pulsado ou a interrogação da série detectora é intermitente. O perfil sequencial obtido durante a tradução é processado no computador para formar uma imagem semelhante a uma radiografia.

O projeto SPR com a tradução do paciente está incorporado dentro da maioria dos

scanners TC. Através de posicionamento apropriado do conjunto da série detector – tubo dos raios - X, pode-se obter vistas AP, PA, lateral e oblíqua. Sistemas RD dedicados usam traduções do conjunto fonte - detectores através do paciente estacionário. (Figura 4.23)

Conjunto Tubo de Raios-X - Detector

Um tubo de raios-X usado para RD deve ter uma alta capacidade de aquecimento geralmente acima de 1 MUC. O requerimento para uma alta capacidade de aquecimento ocorre por causa de duas características do sistema: (1) tempo de imagem e (2) eficiência dos detectores. Um normalmente imageia 20 a 50 centímetros do paciente em uma velocidade de translação de 1 para 2 centímetros por segundo. Os detectores podem não ser intrinsecamente tão eficientes como um receptor écran - filme, e por causa da colimação precisa do feixe, poucos fótons espalhados alcançam os detectores. Consequentemente técnicas de 500 para 2000 mAs são necessárias.

Existem atualmente dois projetos básicos usados na série de detectores – (1) Série de detector preenchido a gás e (2) Detectores de cintilação acoplados a fotodiodo de estado sólido. Projetos similares são descritos em relação à TC. (ver capítulo de Tomografia Computadorizada).

A série de detectores preenchida a gás geralmente contém Xenônio sobre alta pressão em muitas câmaras pequenas. Xenônio é usado por causa de seu alto Z(53) resultando em alta absorção fotoelétrica. Uma câmara detectora individual pode ser feita tão pequena quanto 0.5 milímetros com um mesmo Inter espaço menor.

A série de detectores de cintilação de estado sólido incorpora o conjunto fotodiodo cris-



tal individual. Tal série geralmente apresente uma área ativa para o feixe de raios-X de 5 por 20 milímetros com um inter espaço entre detectores de 1 milímetro. Isto resulta em um limite para números de detectores que pode ser incorporado. O cristal de cintilação usado é de tungstato de cádmio (CdWO_4), embora germano bismuto (BGO), iodeto de cério (CsI), e iodeto de sódio (NaI) são também usados. O fotodiodo é um material semiconductor, geralmente de silicone ou germânio, cuja saída do sinal é proporcional à intensidade da luz incidente.

Feixe Tipo Leque e Área do Feixe.

A principal limitação para o modo SPR da RD é o tempo requerido para obtenção da imagem. Na radiografia convencional uma imagem latente é produzida em questão de milissegundos.

ser necessários, o qual aumenta o borrão da imagem por causa do movimento do paciente.

O tempo de aquisição de imagem na RD pode ser reduzido pela diminuição do tempo de translação na SPR ou pelo uso do feixe de área com um receptor de imagem, como em radiografia convencional. Não existe nada especial para fornecer um feixe de área. Este é difícil, entretanto, para fabricar um receptor de imagem de área que reterá o tempo de resposta rápida requerido.

Duas aproximações são disponíveis. Uma montagem de detector de estado sólido formado em um modo de matriz pode ser usado. A eletrônica associada ao enorme número de detectores requeridos é bastante sofisticado e, portanto caro. O uso de um dispositivo de carga - acoplada (CCD) foi

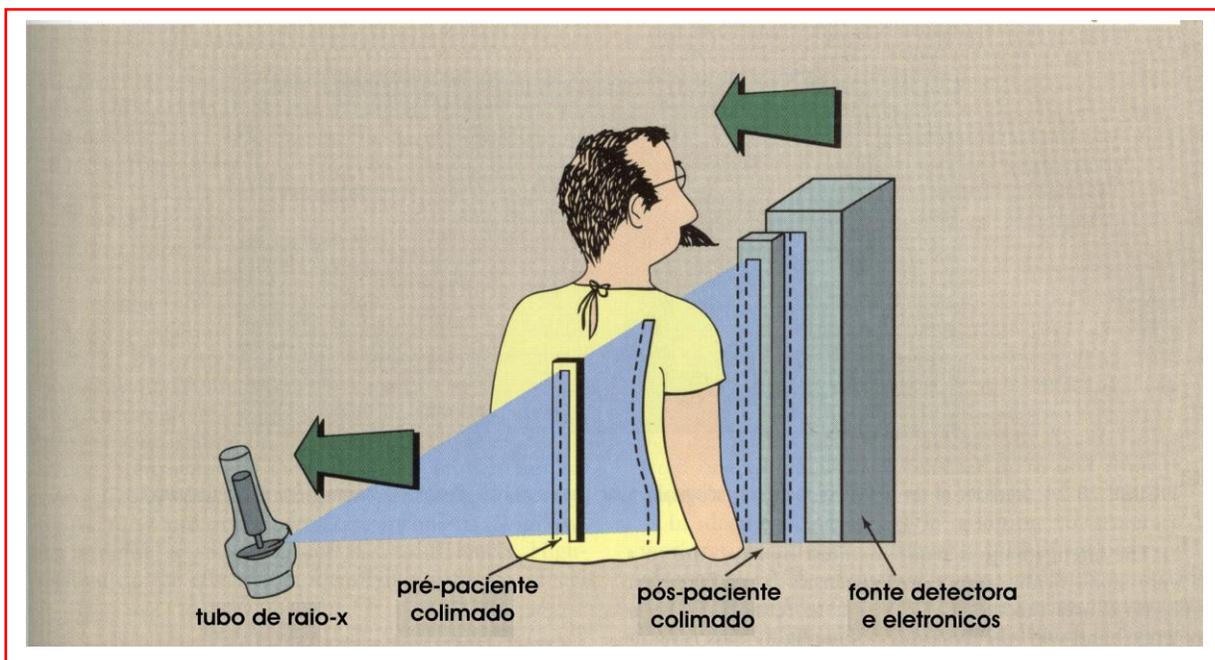


Fig. – 22, os componentes de uma varredura de projeção radiográfica (SPR) sistema. A ordem detectora assembleia de SPR sistemas de tradução (move-se) sobre o paciente estacionário como indicado pela seta larga (Cortesia Gary Barnes).

Quando um feixe ventilador é usado na radiografia digital, muitos segundos podem

ser descritos no capítulo sobre Introdução a Angiografia e Radiografia Intervencional.



O CCD foi originalmente desenvolvido para aplicações espaciais e militares. Claramente este se tornou um componente do futuro sistema de imagem dos raios – X.



Fig. 4.23, uma dedicada unidade de radiografia digital do tórax que incorpora um foto estimulador fosfórico a imagem receptora.

Radiografia Computadorizada.

As imagens radiográficas digitais adquiridas diretamente com um *fósforo foto estimulável* são usados como uma plataforma do receptor de imagem de estado sólido. Este processo é mostrado esquematicamente na (figura 4.24) e tem sido chamada radiografia computadorizada (CR).

O receptor de imagem se assemelha a uma tela intensificadora de radiografia convencional e é exposto em um cassete com equipamento de raios – X convencional. Este é composto de flúor-haleta de bário, os quais são energizados quando expostos aos raios-X. A sensibilidade é aproximadamente igual a combinação écran – filme velocidade 200 e pode ser muito maior quando a resolução de contraste é sacrificada. A imagem latente

consiste de elétrons de valença armazenados em armadilhas de alta energia.

A imagem latente é feita manifestar-se pela exposição de um feixe muito pequeno de um laser de alta intensidade. O feixe do laser obriga os elétrons na armadilha a retornar para a banda de valença com a emissão de luz azul. Isto é **fosforescência por luz - estimulada** como descritas no capítulo sobre *Telas Intensificadoras*. A emissão azul é vista por um tubo fotomultiplicador ultrasensível. Os sinais eletrônicos, que é saído do tubo fotomultiplicador, são digitalizados e arquivados para exibimento posterior sobre um TCR ou cópia rígida vinda de uma impressora laser.

A resolução espacial da RC não é tão boa quanto a radiografia convencional, mas a resolução de contraste é melhor por causa do modo de pós-processamento da imagem disponível. A latitude do sistema é excepcional, e para muitos exames, a dose de radiação no paciente é considerada menor. RC promete ser importante no futuro radiográfico por causa da sua natureza digital e receptores de imagem reutilizável.

7 – Arquivamentos de Imagens e Sistemas de Comunicação.

Estimativas do presente nível de imagens adquiridas digitalmente vindas de departamento de diagnóstico por imagem variam até 50%. As imagens digitais veem de medicina nuclear, ultrassom digital, DSA (Subtração Angiográfica Digital), TC, e MRI. Imagens análogas (radiografia convencional) podem ser digitalizadas por um dispositivo como na (figura 4.25). Filmes digitalizados são baseados sobre a tecnologia de feixe de laser.

Todas estas imagens digitais são ainda convertidas para filme para interpretação e armazenagem.



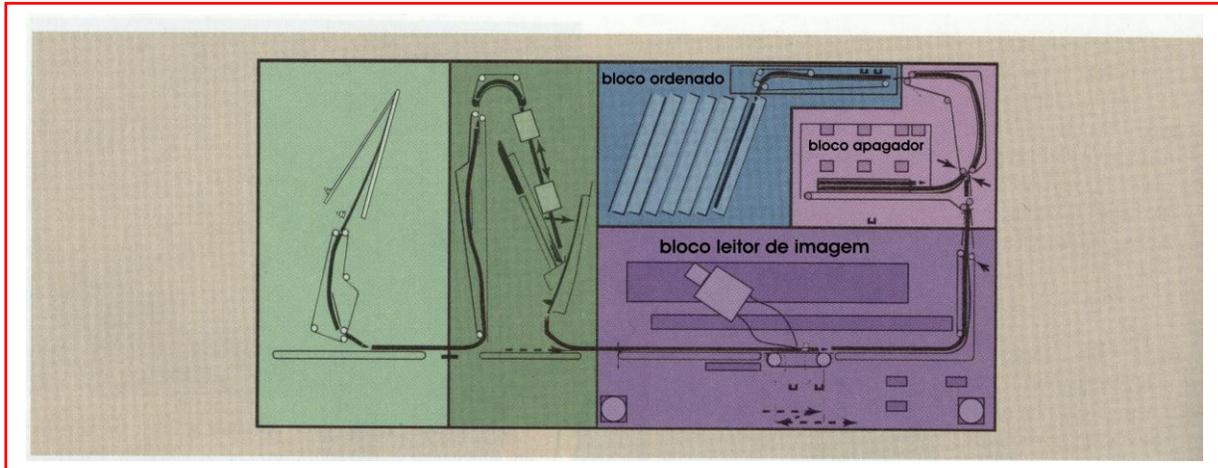


Fig. – 24, Processo Sistemático de Radiografia computadorizada usando foto-estimulador fosfórico. (Cortesia Fuji foto Company).

O arquivamento de uma imagem e sistema de comunicação (PACS), quando completamente implementado, permitirá não somente a aquisição, mas também a interpretação e arquivamento de cada imagem médica na forma digital. Com o sistema de armazenagem e arquivamento de filme convencional, projetos eficientes de tempo e dinheiro são enormes. Os três principais componentes de uma PACS são o sistema de exibição, a rede de trabalho, e o sistema de arquivamento.

Sistema de Exibição.

O coração de um sistema de exibição de um PACS é o TRC do monitor na estação de trabalho do monitor de vídeo (figura 4.26). Para tornar verdadeiramente um filme visível, os CRTs devem ser de alta resolução, de pelo menos 2048 por 2048. As matrizes de imagens atuais usadas com a maioria das imagens adquiridas digitalmente variam de 256 por 256 para 1024 por 1024, o que é consideravelmente menos do que aquela requerida para igual resolução espacial do filme. Contudo, todas PACS são equipadas com um teclado controle para vários modos de processamento de imagens.

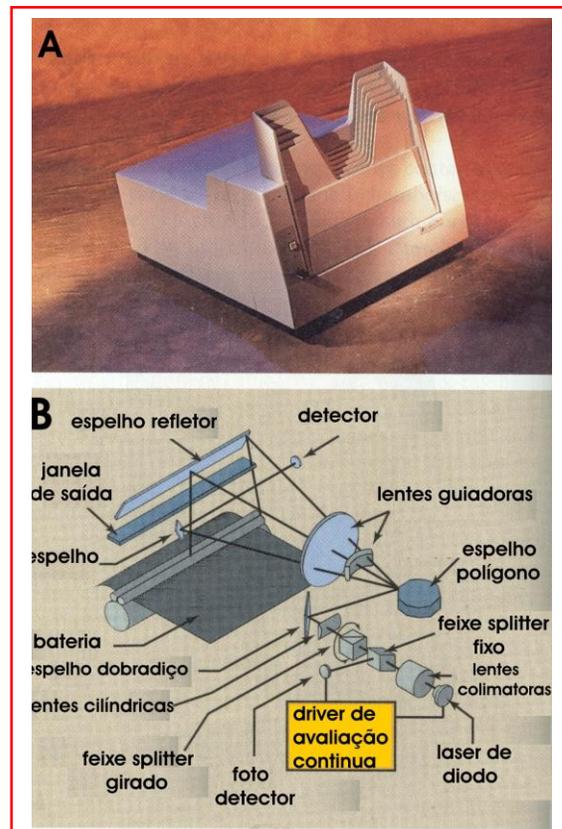


Fig. 4.25 A) Este dispositivo é chamado de digitalizador, e usa um feixe de laser para converter uma radiografia analógica para uma imagem digital. B, Esquema de um digitalizador. (A, cortesia Lumisys.)



Um pouco de relaxamento dos requerimentos da resolução espacial da estação de trabalho é permitido por causa do modo de processamento de imagem eletrônico que são disponíveis. O processamento da imagem é possível por causa da natureza digital da imagem e a natureza interativa da estação de trabalho. **Subtração** de uma imagem vinda de outras estruturas vasculares enfatizadas. **O limite aumentado** é efetivo para fraturas e pequenas objetos de contrastes - altos. **Windowing** é útil para amplificação das diferenças de tecidos moles. Iluminação alta pode ser efetiva na identificação da difusão de doenças não focal.

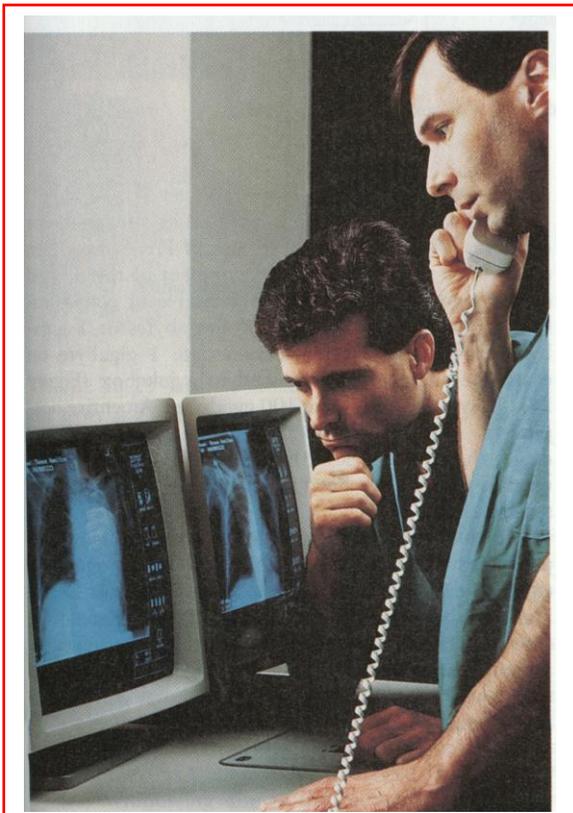


Fig. 4.26, Esta estação de trabalho PACS suporta menos filmes transferidos de digital imagem pela rede de trabalho ou disco compacto. (Cortesia Siemens Medical Systems.)

Pan, scroll e **zoom** permitem uma visualização cuidadosa e precisa das regiões de uma imagem.

Para ser verdadeiramente eficiente, cada um destes modos de processamento de imagens devem ser rápidos e fáceis para o uso. Isto requer que cada estação de trabalho seja controlada por microprocessador e interaja com cada dispositivo de imagem e o computador central. Para fornecer a tal interação, uma rede de trabalho é necessária.

Rede de Trabalho.

Cientistas da Computação usam o termo **network** (Rede de trabalho) para descrever a maneira na qual muitos computadores pode ser conectados para interagir um com o outro. Num escritório de negócios, por exemplo, cada secretaria deve ter um microprocessador baseado na estação de trabalho, o qual está conectado com um computador num escritório central. Assim a informação pode ser transferida de uma estação de trabalho para outra ou para memória do computador central.

Em imagem diagnóstico a adição de secretárias nas estações de trabalho, a rede de trabalho pode consistir de vários tipos de imagens, estações de trabalhos PACS, estação de trabalho PACS remota, um quadro principal (mainframe) departamental, e um quadro principal (mainframe) hospital (figura 4.27). Cada um destes dispositivos é chamado de **nodo** de uma rede de trabalho. Nodos são interconectados, geralmente por cabo dentro de edifícios, por telefone ou linhas CATV entre edifícios, e por micro-ondas ou transmissão de satélite para instalações remotas.

O nome teleradiologia foi dado ao processo de transmissão remoto e visão de imagens. Para ser adaptável para qualquer equipamento radiográfico, A **American College of Radiology (ACR)**, em cooperação com a **National Electrical Manufacturers Association (NEMA)**, tem produzido um formato e imagem padrão.



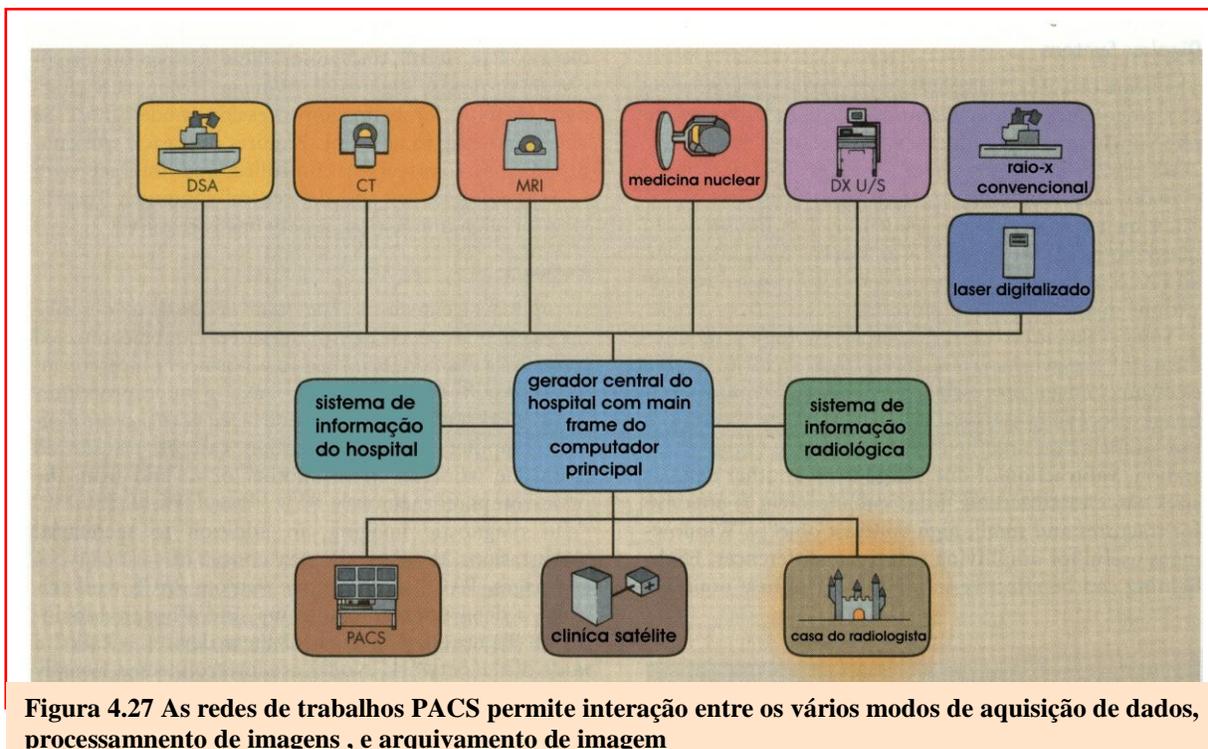


Figura 4.27 As redes de trabalhos PACS permite interação entre os vários modos de aquisição de dados, processamento de imagens, e arquivamento de imagem

A rede de trabalho inicia a operação para a imagem onde os dados são adquiridos na forma digital. As imagens reconstruídas de dados são então processadas no console de imagem ou transmitida para a estação de trabalho PACS para processamento. A qualquer hora, tais imagens podem ser transferidas para outros nodos dentro ou fora do hospital. Ao invés de passar o filme da cirurgia e vê-lo num negatoscópio, simplesmente transfere a imagem eletronicamente para a estação de trabalho PACS na cirurgia. Quando um radiologista não está disponível para a interpretação da imagem, a imagem pode ser transferida para uma estação de trabalho PACS na casa do radiologista. Essencialmente agora em todo lugar que o filme é requerido, imagens eletrônicas podem ser substituídas. Tempo é essencial quando considerando a manipulação de imagem e, então, computadores grandes e rápidos são aceitos para esta tarefa.

Estes requerimentos são relaxados para a administração de informação e a porção do

banco de dados das PACS. Tais funções de prioridade menor das PACS incluem mensagem e correio utilitário, calendário informativo, texto de dados, e planejamento e contabilidade financeira.

Vindo da estação de trabalho PACS, qualquer número de relatos diagnóstico codificado pode ser iniciado ou transferido para uma secretaria da estação de trabalho para geração de informe. A secretaria de uma estação de trabalho em regra pode comunicar-se com o computador principal do hospital para identificação do paciente, contando, contabilizando, e interagindo com outros departamentos. Semelhantemente a uma secretária de uma estação de trabalho à carteira da recepção departamental pode interagir com o computador departamental para programação dos pacientes, técnicos, e radiologistas, e para análise de estatísticas departamentais. Finalizando, para um exame completo, PACS permite a imagem ser arquivada de forma mais eficiente.



Sistema de Armazenamento.

Uma motivação para o PACS é o arquivamento. Frequentemente filmes são checados da sala de arquivo e nunca retornam. Muitos filmes desaparecem das jaquetas e muitas jaquetas também desaparecem. Finalmente os filmes são frequentemente copiados para clínicos. Todos estes problemas são eliminados com o arquivamento PACS. Apenas o custo de um espaço no hospital para acomodar um arquivo de filme é suficiente para justificar a PACS.

Verifique se você está aprendendo

Questão:

Quanta capacidade do computador é requerida para arquivar uma imagem de um único tórax tendo uma matriz de 12 – bit e uma gama dinâmica de 10 – bit?

Resposta:

Isto é uma matriz de 4096 por 4096 com 1024 sombras de cinza.

Com PACS, uma sala de filme é substituída por um dispositivo de memória óptico ou magnética. O futuro de PACS, contudo depende da continuidade do desenvolvimento do disco óptico. Pacotes de discos magnéticos são disponíveis nas configurações para até aproximadamente 1000 megabytes ou 1 gigabyte sobre cada lado e, quando posicionado em uma memória de discos múltiplos (figura – 28), acomodará 100 gigabytes. A sala de um arquivo de um hospital inteiro é assim acomodado por dispositivo de arquivamento do tamanho de uma mesa. Eletronicamente, imagens podem ser abertas deste sistema de arquivo para qualquer outra estação de trabalho em segundos.

A aceitação de PACS no departamento de geração de diagnóstico é lento na aceitação. Embora a qualidade da imagem seja igual aquelas dos do filme na maioria das instancias, os custos são altos e a aceitação pelos os radiologistas é lenta. Embora diagnose em muitas instancias é agora feita vinda de um TRC, um radiologista ainda se sente mais seguro com a cópia rígida. Indubitavelmente, mudará com o tempo.



Fig. 4.28, isto é um jukebox de 1946 de marca Wurlitzer com 78 rpm o servidor de travessas é como um modelo para disco óptico jukebox de PACS. (Cortesia Raymond Wilenzek).





QUESTÕES DE REVISÃO

- 1 – Liste três usos da geração digital para sala clínica?
- 2 – O que atrasou o desenvolvimento da geração de radiologia digital nos anos 80?
- 3 – Defina matriz da imagem. Explique que significa a faixa dinâmica de valores para geração digital?
- 4 – Quais as principais vantagens da fluoroscopia digital sobre a convencional? Quais são as principais vantagens da radiografia digital sobre a convencional?
- 5 – Usando a tabela 4.1, nomeie as características dos tecidos que determinam o brilho do pixel (Nº de Hounsfield) da tomografia computadorizada.
- 6 – Para o mesmo campo de visão (FOV), a resolução espacial será aumentada com a - _____ imagem matriz.
- 7 – Quantos pixels estão contidos em uma imagem cujo tamanho da matriz é 256 por 256?
- 8 – A gama dinâmica do olho humano é aproximadamente _____ ou _____ sombras de cinza.
- 9 – Defina Windowing explique nível de janela e largura de janela.
- 10 – As declarações a seguir são verdadeiras ou falsas? Defenda sua resposta.
Durante a FD, o tubo de raios-x é energizado continuamente. Frequentemente alcança sobrecarga térmica é a dose paciente é sumamente alta.
- 11 – Uma imagem digital com 10-bit de gama dinâmica terá quantos valores de cinza?
- 12 – Descreva a sequência da aquisição de imagem na fluoroscopia no modo máscara.
- 13 – Descreva a diferença entre um sistema de vídeo operacional no modo interlace e um no modo progressivo.
- 14 – Qual é a razão para todos dispositivos eletrônicos serem inerentemente ruidosos?
- 15 – Descreva brevemente o processo de subtração temporal e o processo de subtração de energia. Usando a tabela 4.2, contraste as vantagens e desvantagens destes dois processos.

- 16 – Na radiografia digital, a radiação de espalhamento reduzido do _____ aumenta o contraste da radiografia.
- 17 – Descreva brevemente o processo de gravação de uma imagem com radiografia computadorizada.
- 18 – Liste e descreva os pós processamento de encarecimento da imagem que pode tomar lugar no monitor de vídeo da estação de trabalho na CRT.
- 19 – Defina a rede de trabalho dos computadores. Liste os possíveis nodos dentro da rede de trabalho.
- 20 - _____ é o processo de transmissão remoto e visão de imagens radiológicas digitais.





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 2

Tomografia Computadorizada

ASPR
ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Assuntos

1. Perspectiva histórica
2. Princípio de operação
3. Modos operacionais
4. Componentes do sistema
5. Características da imagem
6. Reconstrução da imagem
7. Qualidade da imagem

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.800 - 194 - Rabunã/Bahia
Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspr@aspronline.wix.com
www.aspronline.wix.com/aspronline ; [f](https://www.facebook.com/aspronline)



TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

1. Introdução

A varredura TC é revolucionária. Nesta não há receptor de imagem convencional, tal como em filmes ou tubos intensificadores de imagem. Um feixe de raios – X bem colimado é direcionado sobre o paciente, e a radiação remanescente atenuada é medida por detectores cuja resposta é transmitida a um computador. O computador analisa o sinal vindo do detector, reconstruindo a imagem, e exibindo a imagem sobre um monitor de televisão. A imagem pode então ser fotografada para avaliação posterior e arquivamento. A reconstrução da anatomia transversal no computador é realizada com equações matemáticas (algoritmo) adaptadas para o computador processar.

Já houve mais de 20 fabricantes de scanners TC. Atualmente há menos do que 10. Os custos desses sistemas variam de R\$ 800.000,00 a um R\$1.000.000,00. As diferenças nas características de operação e na qualidade de imagem é tão grande sobre uma faixa de TC quanto nos equipamentos de radiografia convencional. Portanto as compras de um desses equipamentos exigem grandes cuidados e conhecimentos.

2. Perspectiva Histórica

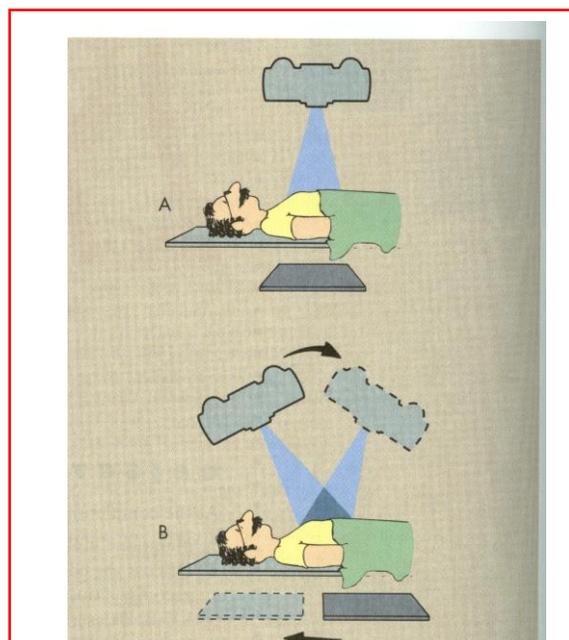
Nos últimos 40 anos nenhum outro avanço na área dos raios – X radiográficos tem sido tão significativo quanto ao desenvolvimento das tomografias computadorizadas (TC). Em 1950 os componentes para construir um scanner TC foram avaliados por físicos e engenheiros. Em 1970, Godfrey Hounsfield foi quem primeiro demonstrou o primeiro processo. Hounsfield foi um engenheiro da EMI, Ltda., uma companhia britânica. Ambos ele e a companhia receberam muitas aclamações. Alan Cormack, um físico da

Universidade de Tufts, compartilhou o prêmio Nobel em física com Hounsfield em 1982. Cormack desenvolveu a matemática usada para **reconstrução** das imagens TC.

3. Princípio de Operação

Quando imageamos um abdome com técnica radiográfica convencional, a imagem é formada diretamente sobre o filme no receptor de imagem e é relativamente pobre em contraste (figura 5.1 A). A imagem não é tão clara como se poderia esperar por causa da superposição de todas as estruturas anatômicas dentro do abdome. A radiação espalhada posterior degrada a visibilidade dos detalhes da imagem.

Estruturas abdominais tais como os rins são melhores vistos quando tomografias convencionais podem ser usadas (figura 5,1 B). Como em nefrotomografia, o contorno renal é distinto porque os tecidos acima e subjacentes são borrados. Além disso, o contraste da estrutura em foco é aumentado. Mesmo assim, a imagem é uma representação pobre da estrutura anatômica.



**Fig. 5.1 A) R-X convencional e
B) TC convencional**



Numa tomografia convencional o resultado é uma imagem que é paralela ao eixo longo do corpo e resulta em imagem coronal e sagital. Em um scanner TC resulta em uma imagem transversa (axial). A imagem é perpendicular ao eixo longo do corpo (figura 5.2).

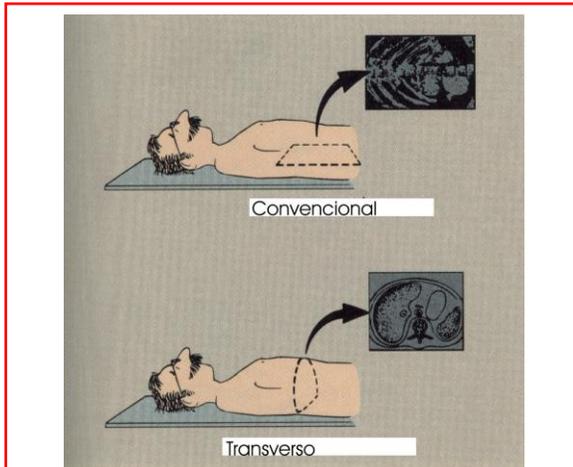


Fig. 5.2 Tomografia convencional resulta em uma imagem que é paralela ao eixo longo do corpo. Um scanner TC produz uma imagem transversa (axial)

A maneira como um scanner TC produz uma imagem da seção transversal é complicada. O princípio pode se demonstrado olhando para o mais simples dos sistemas TC. O TC mais simples consiste de um feixe de raios – X bem colimado e um único detector (fig.5.3).



Fig. 5.3 TC simples consiste de um feixe bem colimado e um detector ambos girando sincronizadamente em um modo de rotação translacional.

A fonte dos raios – X e o detector são conectados de forma que eles movem-se sincronizados. Quando uma unidade fonte-detector faz uma varredura, ou uma translação, através do paciente, a estrutura interna do corpo atenua o feixe de raios – X de acordo com as suas densidades de massa e números atômicos como já estudado anteriormente. A intensidade da radiação detectada varia de acordo com o padrão de atenuação e forma um perfil de intensidade ou projeção (figura 5.4). No final desta translação a unidade fonte – detector retorna para a posição inicial, e o conjunto inteiro montado rotaciona e começa uma segunda translação. Durante a segunda translação, o ganho de sinal do detector é proporcional a atenuação do feixe dos raios – X da estrutura anatômica, e uma segunda projeção é scaneada.

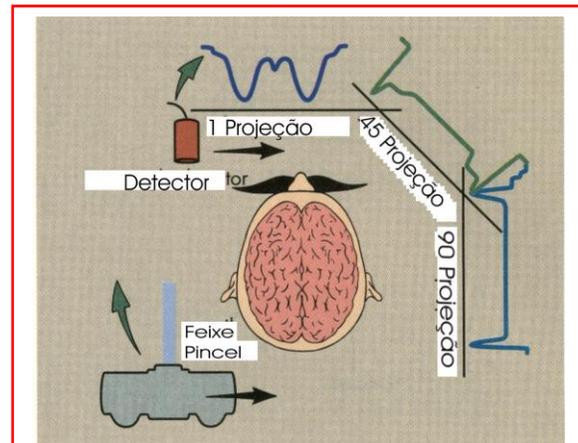


Fig. 5.4 Cada varredura da unidade fonte – detector resulta em uma projeção que representa uma atenuação padrão do perfil do paciente

Se este processo é repetido muitas vezes, será gerado um grande número de projeções. Estas projeções não serão exibidas visualmente, mas são armazenadas sob uma forma digital no computador. O processamento destas projeções no computador envolve a superposição efetiva de cada projeção para reconstruir uma imagem da estrutura anatômica na fatia.



A superposição das projeções não acontece como se imagina. O sinal do detector durante cada translação é registrado em incrementos com valores tão alto como 1000. O valor para cada incremento estar relacionada ao coeficiente de atenuação do total dos raios – X no caminho através do tecido. Pelo o uso de equações simultâneas, uma matriz de valores é obtida e que representa a seção transversal da anatomia scaneada.

4. Modos Operacionais

Tomógrafo de Primeira Geração

A descrição anterior de um feixe de raios – X colimado bem fino, montado com um único detector translacionando através do paciente e rotacionando entre sucessivas translações é característico dos scanners TC de primeira geração. O scanner original EMI requeria 180 translações, cada separada por uma rotação de 1 grau (Figura 5.5). Este incorpora dois detectores e fenda do feixe dos raios – X bem colimados tal que duas fatias contíguas possam ser imageada durante cada varredura (scan). A principal desvantagem dessas unidades é que requeria quase 5 minutos para completar uma varredura.

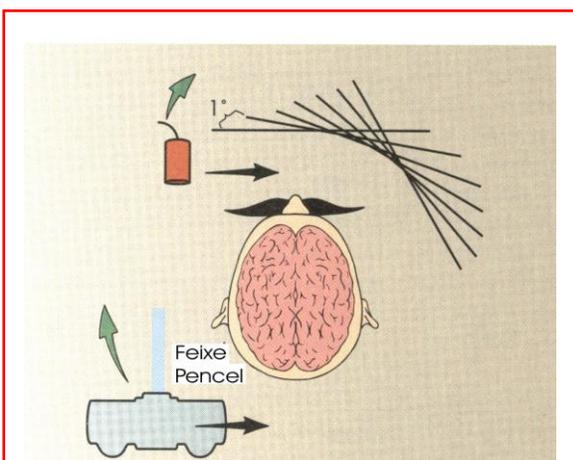


Fig. 5.5 Tomógrafo de 1ª geração usando um feixe de raios – X tamanho pincel e um único detector movendo-se no modo translação rotação.

Tomógrafo de Segunda Geração

Os tomógrafos de segunda geração podem ser considerados um projeto de demonstração. Ele demonstrou a viabilidade funcional do casamento da unidade fonte - detector, o movimento mecânico do gantry, e o computador para produzir uma imagem. Os tomógrafos de segunda geração foram também do tipo translação – rotacional. Esta unidade incorpora a extensão natural de um único detector para uma unidade de múltiplos detectores interceptando um feixe na forma de um leque (fan beam) que é melhor do que um feixe de raios–X tamanho pincel (figura 5.6).

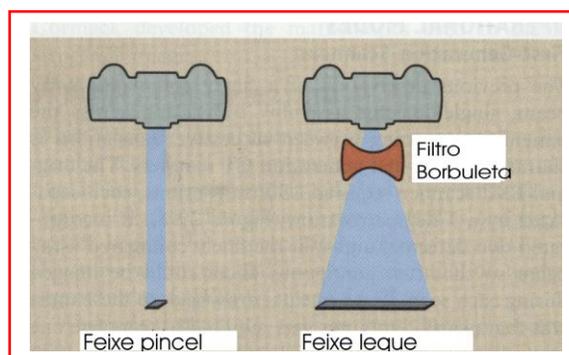


Fig. 5.6 Dois perfis de feixes usados em varredura TC. Com o feixe em leque, um filtro borboleta algumas vezes é usado para equalizar a intensidade de radiação que alcança a série de detectores

Uma desvantagem do feixe em leque é o aumento da radiação espalhada. A radiação espalhada afeta a imagem final da mesma maneira como ocorre em radiografia convencional. As características destaques de um scanner TC é mostrada na figura 5.7.

A principal vantagem do scanner TC da segunda geração foi à velocidade. Estes scanners têm de 5 a 30 detectores na unidade de detector, e, portanto era possível tempo menor. Por causa de múltiplos detectores em série, uma única translação resultava no mesmo número de pontos de dados como em nos Scanners TC de primeira geração de



várias translação. Consequentemente, cada translação era separada por incrementos de rotações de 5 graus ou mais. Com um incremento de rotação de 10 graus, somente 18 translação seria possíveis para um scanner de 180 graus.

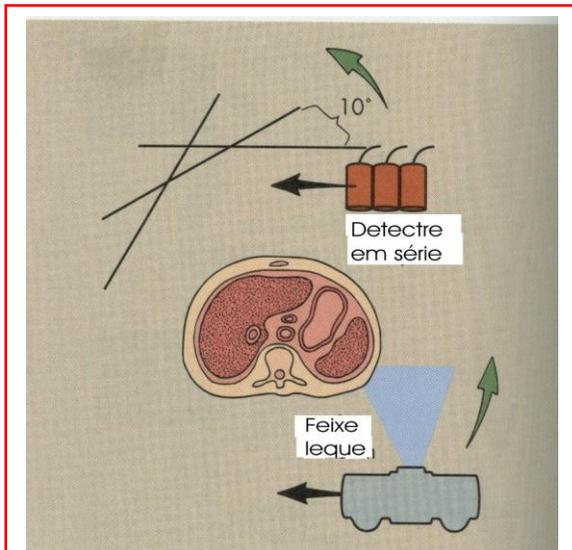


Fig. 5.7 Tomógrafos de segunda geração operando no modo rotação translação com múltiplos detectores em série interceptando um feixe de raios - x na forma de um leque

Tomógrafo de Terceira Geração

A principal limitação dos tomógrafos CT de segunda geração foi o tempo de exame. Por causa do movimento mecânico complexo de rotação translação e a enorme massa envolvida na varredura do gantry, muitas unidades foram projetadas para tempos de 20 segundos ou mais. Para superar esta limitação, projetaram-se os tomógrafos de terceira geração, na qual o tubo dos raios - X e os detectores em série eram rotacionados concentricamente em torno do paciente (figura 5.8). Como nas unidades de somente uma rotação, os scanners TC de terceira geração podem produzir uma imagem em 1 segundo.

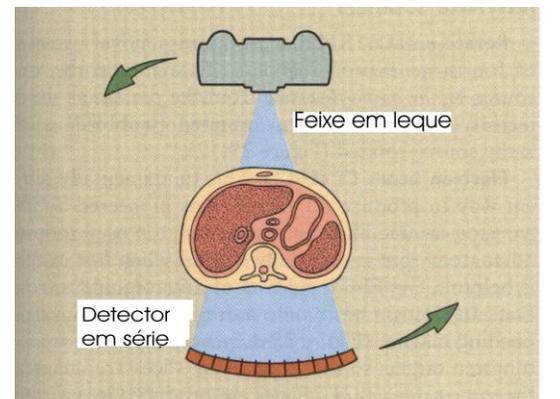


Fig. - 8 Tomógrafos de terceira geração operam somente no modo de rotação com um feixe de raios - X e múltiplos detectores em série revolvendo concentricamente em torno do paciente

Um tomógrafo TC de terceira geração usa muitos detectores seriados de forma curvilínea e um feixe em leque. O número de detectores e a largura do feixe em leque, que é entre 30 e 60 graus, são ambos substancialmente largos mais do que os scanners de tomógrafo de segunda geração. Nos tomógrafos TC o feixe em leque e os detectores seriados veem o paciente inteiro durante todo o tempo.

Os detectores seriados na forma curvilínea resultam em uma distância fonte detector (DFD) constante, o que é uma vantagem para uma reconstrução de imagem boa. Esta característica das unidades detectoras da terceira geração, permite também uma melhor colimação do feixe de raios - X o que reduz o efeito da radiação espalhada. Este tipo de colimação é chamado pré-detector ou colimação pós - paciente, e este funciona como uma grade radiográfica faz nos exames radiográficos.

Há também a colimação pré-paciente para restringir a dose no paciente. A colimação pré - paciente também determina a espessura da fatia (slice) de tecido que está sendo imageada. A espessura de tecido é também chamada perfil de sensibilidade.



A figura 5.9 compara as funções das unidades detectoras para tomógrafos (scanners) de segunda e terceira geração.

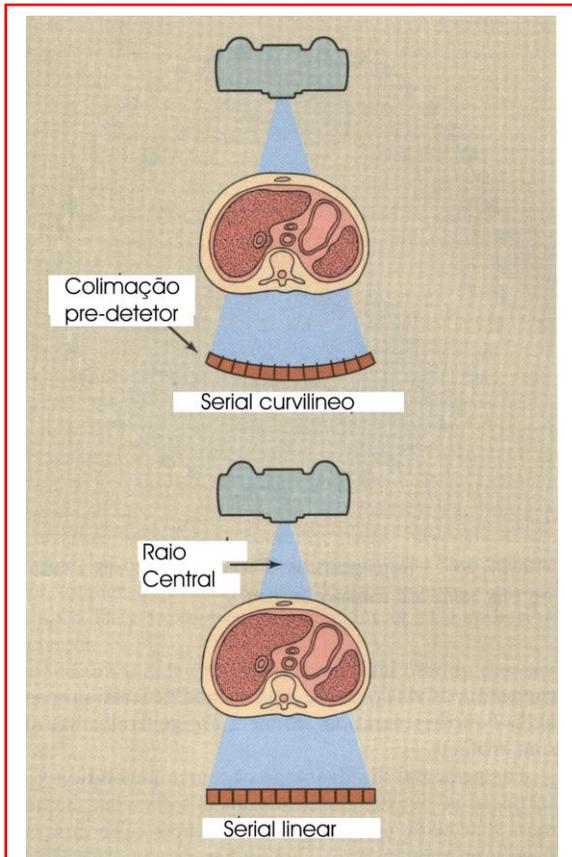


Fig. 5.9 A série de detectores linear é característica dos scanners TC de primeira e segunda geração, A série curvilínea é usada nas unidades de terceira e quarta geração.

Uma das principais desvantagens dos scanners de terceira geração é a aparência ocasional de artefatos. Isto ocorre por várias razões. Cada detector vê um círculo (anel) separado da anatomia (figura – 10). Se um detector ou um banco de detectores funcionarem mal, o sinal resultante resultará em um anel sobre a imagem reconstruída. Os softwares dos algoritmos de reconstrução de imagem minimizam tais artefatos.

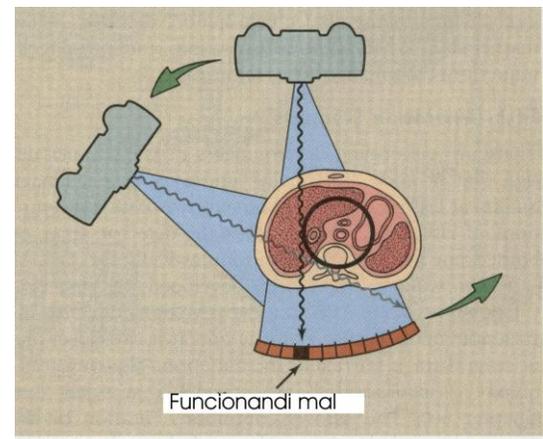


Fig. 5.10 Em scanners de terceira geração podem ocorrer artefatos porque cada detector vê um círculo da anatomia durante cada varredura

Tomógrafo de Quarta Geração

Os scanners TC de quarta geração têm um movimento de somente um giro. Neste TC a fonte de raios – X gira, mas as unidades detectoras não giram. A detecção da radiação é realizada através de uma série de detectores fixos em forma circular (figura 5.11), o qual contém cerca de uns 1000 elementos individuais. O feixe de raios – X tem a forma de um leque com características similar àquele do feixe em leque do scanner TC de terceira geração. Estas unidades são capazes de tempos de varreduras de 1 segundo, podendo acomodar fatias (slice) de espessuras (densidades) variáveis através da colimação automática pré-paciente, e pode prover as capacidades de manipulação de imagem de scanners anteriores.

Os detectores seriais fixos dos scanners TC de quarta geração não torna a distância fonte detectores (DFT) constante, mas este permite que cada detector seja calibrado e seu sinal normalizado durante cada varredura, como era possível com os scanners de segunda geração. Os scanners de quarta geração normalmente estão livres dos artefatos anelares.



A principal desvantagem dos scanners TC de quarta geração é a dose no paciente, que é um tanto quanto maior do que aquela dos outros tipos de scanners. O custo dessas unidades pode ser também um tanto quanto maior por causa do grande número de detectores e sua eletrônica associada.

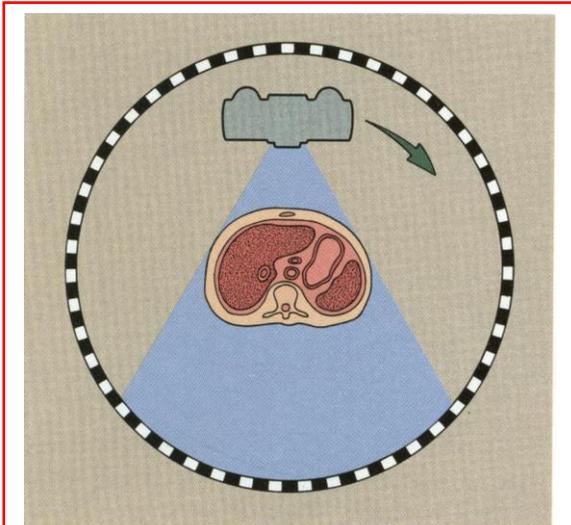


Fig. 5.11 Scanners TC de quarta geração opera com a fonte de raios – X rotacionando e os detectores fixos

Embora muitas tentativas terem sido conduzidas na comparação da qualidade de imagem, nenhuma generalização é possível, e uma clara decisão considerando a melhor imagem não é provável. Muitas das qualidades das imagens finais dependem da matemática da reconstrução da imagem, e estas técnicas estão continuamente sendo refinadas.

Tomógrafos de Quinta Geração

Há desenvolvimento continuado em projetos de scanners TC que promete melhoria adicional ainda melhor na qualidade da imagem com menos dose para o paciente. Alguns incorporam movimentos modernos dos tubos dos raios – X ou dos detectores

serial ou ambos. Alguns envolvem também o movimento do paciente.

Scanners rápidos estão sendo desenvolvidos, fazendo TC cine. Há um contínuo desenvolvimento dos algoritmos de reconstrução de forma que o operador possa selecionar um dos vários para um exame particular. Tecnologia de anel coletor é incorporada aos scanners TC espiral. Este permite uma rotação contínua do tubo dos raios – X e detectores. Nenhum desses projetos tem sido aclamado como Quinta geração, mas TC espiral é o candidato principal.

Tomógrafos Alternativos

Giro – ajustável - A Toshiba produziu uma extensão moderna do scanners de quarta geração. Para manter a fonte de raios – X na mesma distância do paciente com os detectores, os detectores serial oscilam ajustando quando a fonte de raios – X rotaciona (figura 5.12).

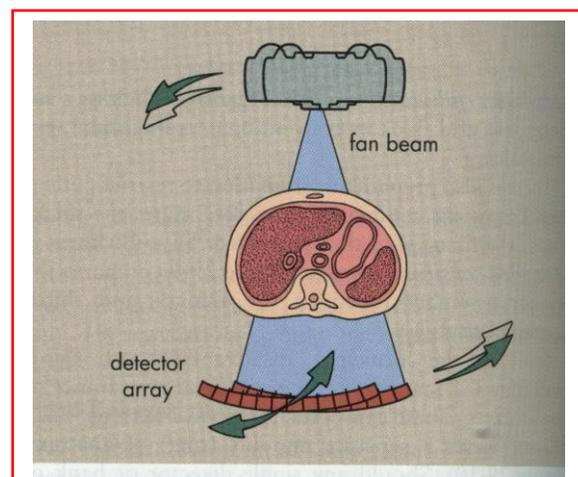


Fig. 5.12 Neste projeto a fonte de raios – X gira e os detectores serial estacionários se ajustam mantendo a mesma distância em relação ao paciente



Feixe de elétrons TC (EBCT) – Este fundamentalmente que difere a maneira para produzir a imagem TC foi o pioneiro fabricado pela Imatron para imagens cardíacas. Atualmente este tipo de TC é usado para imagear todas as anatomias, mas é especialmente útil quando é necessário imagens rápidas. O EBCT consiste de um guia de onda para acelerar um feixe de elétrons para um alvo de tungstênio através de um magneto de deflexão (figura 5.13). Atualmente há quatro alvos de tungstênio de forma que quatro fatias de tecidos são imageadas ao mesmo tempo. Imagens EBCT são produzidas com menos de 100 milissegundos.

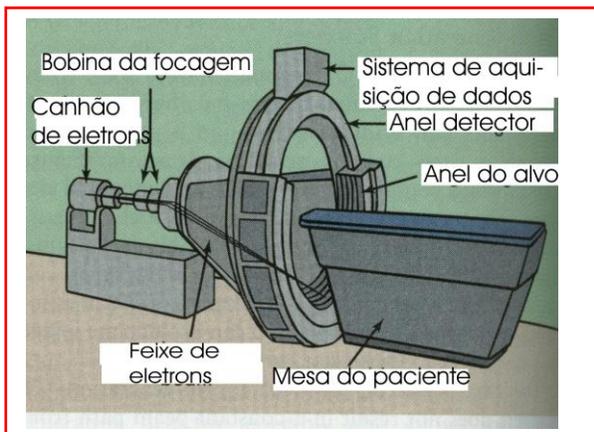


Fig. 5.13 Feixe de elétrons TC não tem partes movendo no gantry

o tempo da mesa do paciente, e suportes mecânicos. Estes subsistemas recebem comandos eletrônicos do console de operação e dados transmitidos para o computador para produção de imagem e análises (figura 5.14)

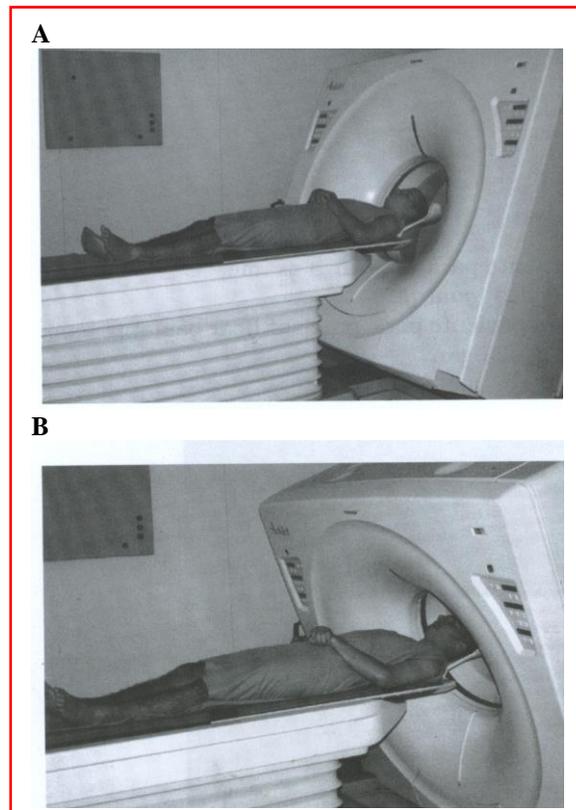


Fig. 5.14 A) Angulação positiva do gantry de 0° a +30° B) Angulação negativa do gantry de 0° a -30°

5. Componentes do Sistema TC

Não importa qual a geração de scanners TC que estar em uso, no scanner TC há três componentes principais: O gantry, o computador e o console de operação. Cada um desses componentes principais tem vários subsistemas (figura 5.15).

Pórtico (Gantry)

O gantry inclui o tubo de raios – X, os detectores serial, o gerador de alta voltagem,

O tubo dos raios – X – O tubo dos raios – X na varredura TC tem requerimentos especial. Embora alguns operem em correntes de tubo relativamente baixo, para muitos, a capacidade de força instantânea deve ser maior. A capacidade de aquecimento de anodo deve ser de pelo menos 1 MUC, e alguns tubos projetados especificamente para TC ter capacidade de 20 MUC.

Na maioria dos tubos dos raios – X, os rotores de alta velocidade são usados para melhorar a dissipação de calor. Experiência tem mostrado que falhas no tubo dos raios–X é a principal





causa de mal funcionamento dos scanners TC e a principal limitação sobre a frequência de varredura sequencial.

O tamanho do ponto focal é importante na maioria dos projetos, embora os scanners TC não estejam baseados em princípios de imagem de geometria direta. Os scanners TC projetados para imagens de alta resolução espacial incorporam o tubo dos raios - X com um ponto focal pequeno.

Os tubos dos raios - X são energizados diferentemente, dependendo do projeto do scanner TC. Os scanners TC de somente rotação operam com feixe de raios - X contínuo ou pulsado.

Em corrente de tubos de até 400 mA o feixe de raios - X é produzido durante a rotação inteira. A unidade pulsada produz um feixe de raios - X em correntes de tubo que atingem 1000 mA com largura de pulso de 1 a 5 milissegundos em taxa de repetição de pulso de 60 Hz.

Unidade detectora – Os scanners TC anteriores tinham um detector. Os scanners TC moderno usam múltiplos detectores em um número serial de até 2400 em duas classificações geral: (1) Detector de cintilação e (2) detectores a gás.

Detectores de cintilação - Os detectores de cintilação inicial continham um cristal montado numa fotomultiplicadora. Estes detectores não podem ser juntados muitos firmemente. Este requer um suprimento de voltagem para cada tubo fotomultiplicador (figura 5.16). Por conseguinte, eles foram substituídos por cristal - fotodiodos. Fotodiodos são menores e mais baratos e não requer um suprimento de voltagem. Estes são também igualmente eficientes como detectores de radiação em TC.

Iodeto de sódio (NaI) foi o cristal usado nos primeiros scanners. Este foi substituído rapidamente por um cristal de bismuto germânio ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ou BGO) e Iodeto de Césio (CsI). Tungstato de Cádmio (CdWO_4) é o cristal atual de escolha.

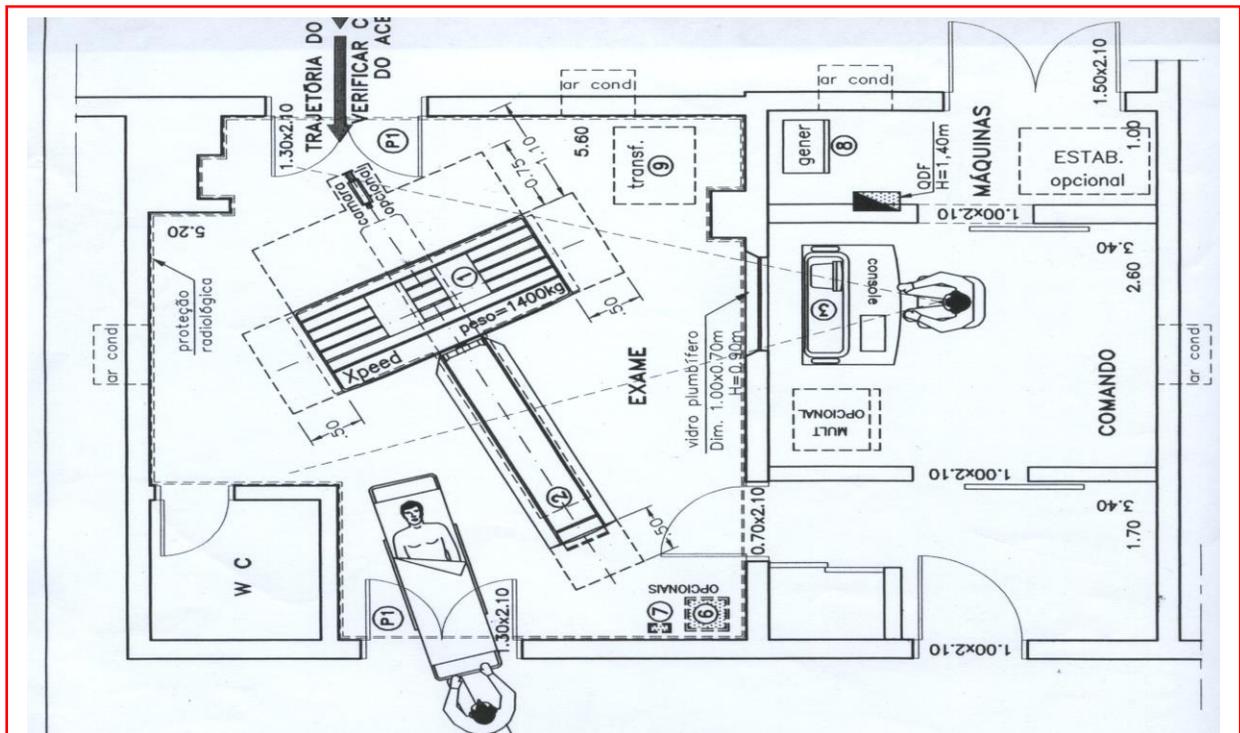


Fig. 5.15 Sala do Sistema TC e Componentes de um sistema scanners TC



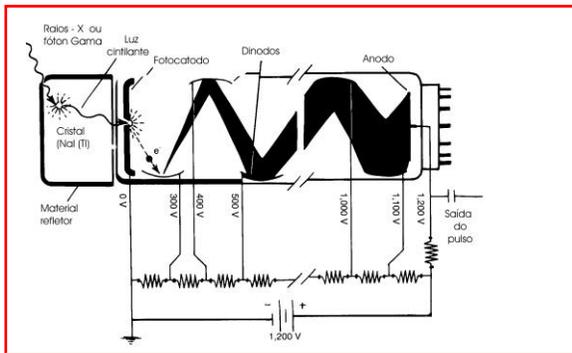


Fig. 5.16 fotomultiplicadores acoplado ao cristal

Os espaços destes detectores variam de um projeto a outro, mas normalmente de um a oito detectores por centímetro ou 5 detectores por grau é disponível. A concentração dos detectores de cintilação é uma característica importante dos scanners TC que afeta a resolução espacial do sistema.

Os detectores de cintilação têm uma alta eficiência de detecção dos raios – X. Aproximadamente 90% dos raios – X incidente sobre o detector são absorvidos e contribuem para o sinal que sai. Infelizmente, não é possível juntar os detectores de forma que os espaços entre eles fiquem pequenos. Os espaços dos detectores podem ocupar 50% da área total interceptando o feixe dos raios – X. Consequentemente a eficiência de detecção total pode ser somente 50%. Aproximadamente 50% dos raios – X remanescentes saídos do paciente contribuem para a dose sem contribuir para a imagem. Isto está diagramado na figura 5.17, a qual mostra uma comparação entre os detectores serial de cintilação e os detectores seriais a gás.

Detectores a gás – Os detectores preenchidos a gás são também usados em scanners TC (figura 5.18). Os detectores são constituídos de uma câmara metálica grande com defletores espaçados aproximadamente por intervalos de 1 mm. Os defletores são como

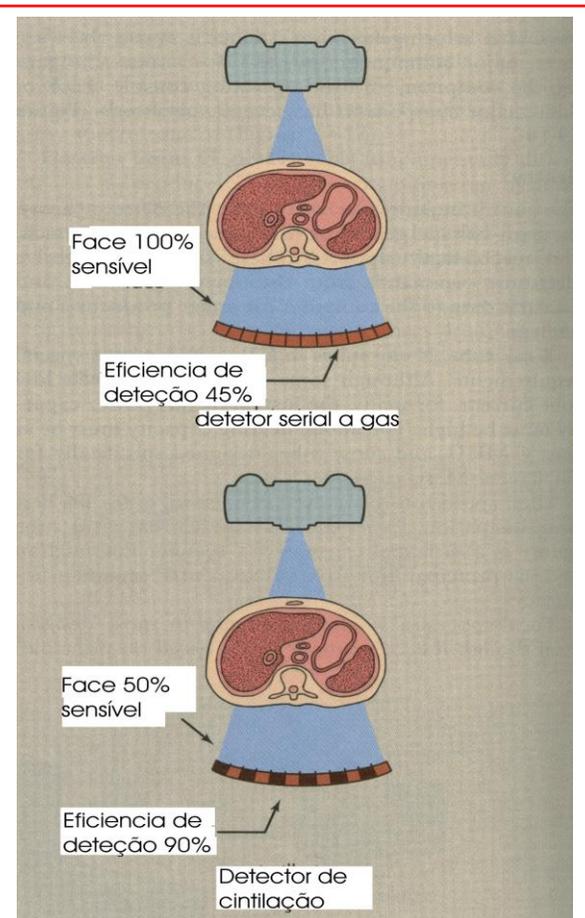


Fig. 5.17 Eficiência de detecção total de um detector serial de cintilação é aproximadamente igual ao detector serial preenchido a gás

grades em tiras e divide a câmara larga em muitas câmaras pequenas. Cada câmara pequena funciona como um detector de radiação separado. O detector serial inteiro é hermeticamente selado e preenchido sob pressão com um gás inerte de número atômico alto tal como xenônio ou mistura de criptônio xenônio. A ionização do gás em cada câmara é proporcional a radiação incidente e é detectado em muito da mesma maneira como o detector preenchido a gás ideal já estudado anteriormente. Porém, a eficiência de detecção total global é aproximadamente 45%, o que é similar ao do detector serial de cintilação. Todas as outras características sendo igual, então, a dose no paciente é provavelmente a mesma para os dois tipos de detectores seriais.



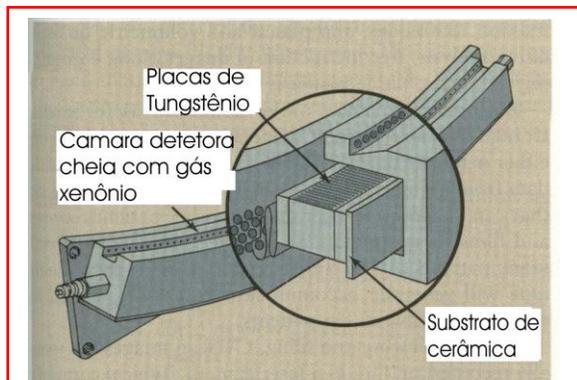


Fig. 5.18 Detectores serial preenchido a gás caracteriza pequenos detectores em alta concentração com o espaço morto inter detector pequeno

ajuda a definir a fatia (slice) da espessura. O colimador pré – paciente não influencia a dose no paciente.

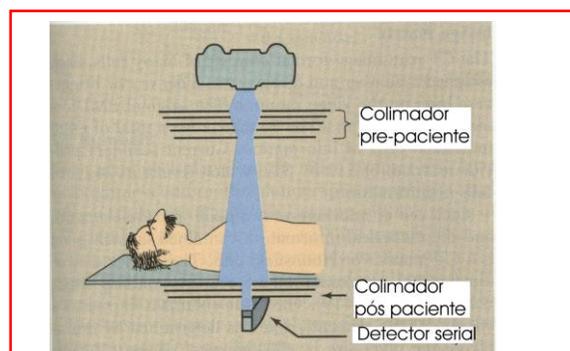


Fig. 5.19 Scanners TC incorpora ambos colimadores pré – paciente e colimadores pós – paciente

Colimação

Durante uma varredura TC a colimação é importante pela mesma razão como é em radiografia convencional. Uma colimação apropriada reduz a dose no paciente devido restringir o volume de tecido irradiado. Mais importante ainda aumenta o contraste da imagem por limitar a radiação espalhada.

Na radiografia convencional há somente um colimador, o qual está montado na carcaça do tubo. No scanner TC há algumas vezes dois colimadores (figura 5.19). Estes estão montados na carcaça do tubo ou adjacente a este. Este colimador limita a área do paciente que intercepta o feixe útil e, além disso, determina a espessura da fatia e a dose do paciente. O colimador pré – paciente normalmente consiste de várias seções tal que resulte em um feixe de raios – X quase paralelo. Ajuste inapropriado no colimador pré – paciente resulta em mais dose de radiação desnecessário ao paciente durante uma varredura TC.

O colimador pós – paciente restringe a vista do campo de raios – X pelo detector. Este colimador reduz à radiação espalhada incidente sobre o detector e, quando acoplado apropriadamente com o colimador serial,

Gerador de alta Voltagem

Todos os scanners TC operam com força trifásico ou alta frequência. Este acomoda maior velocidade dos rotores dos tubos de raios – X e as ondas de força instantânea características do sistema pulsado. Alguns fabricantes conservam espaço para construir o gerador de alta voltagem dentro do gantry ou até mesmo montar este sobre a roda giratória do gantry de maneira que cabo de força vai e volta se necessário.

Mesa suporte e Posicionamento do Paciente

A mesa do paciente é um dos componentes mais importantes dos scanners TC. Além disso, para suportar o paciente confortavelmente, esta deve ser construída de material de baixo Z tal como fibra de carbono tal que esta não interfira com a transmissão do feixe de raios – X e a imagem do paciente. Esta deve ter os comandos dos motores precisos e suaves tal que seja possível posicionar o paciente precisamente. Isto é particularmente importante durante TC espiral. Quando o posicionamento não é exato, o



mesmo tecido pode ser varrido duas vezes ou perdido completamente. A mesa do paciente deve ser capaz de indexar automático tal que o operador não tenha de entrar na sala de exame entre cada varredura. Tal característica reduz o tempo de exame requerido para cada paciente (figura 5.20).

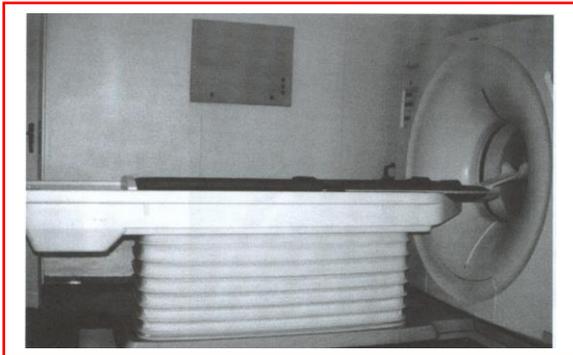


Fig. 5.20 Mesa

Computador

O computador é um subsistema sem igual do scanner TC. Se não fosse a ultra alta velocidade dos computadores digitais, os scanners TC não seriam possíveis. Dependendo do formato da imagem, o computador resolve simultaneamente cerca de umas 30.000 equações; Desta forma um computador de grande capacidade de armazenagem é necessário. Os custos dos computadores podem facilmente chegar a um terço do custo total do sistema scanner TC, embora tais custos continuem caindo.

A maioria dos computadores requer um ambiente controlado e especial; conseqüentemente, os scanners TC têm uma sala adjacente dedicado aos computadores para o comando (figura 5.15). Na sala do computador, a umidade relativa do ar deve ser mantida em menos de 30%, e a temperatura abaixo de 20⁰ C. Umidades e temperaturas maiores podem contribuir para falhas no computador.

Nos computadores usados em TC estão os

microprocessadores e a memória primária. Estes determinam o tempo entre o fim de uma varredura e o aparecimento de uma imagem, o qual é chamado de tempo de reconstrução. Os tempos de reconstrução são agora de somente uns poucos segundos. A eficiência de um exame tomográfico é enormemente influenciada pelo tempo de reconstrução, especialmente quando um número grande de cortes (fatias) é envolvido.

Muitos scanners TC usam um processador de por em ordem e não um microprocessador para a construção da imagem. Os processadores organizadores fazem muitos cálculos simultaneamente. Eles são muito mais rápidos do que os microprocessadores e uma imagem podem ser reconstruídos em um tempo menor do que 1 segundo.

Console de controle – Muitos scanners TC são equipados com dois consoles, um para o técnico radiológico operar a unidade TC e um para o radiologista ver a imagem e manipular seu contraste, tamanho e aparência visual geral. O console de operação contém medidores e controles para selecionar a técnica tomográfica apropriada, para movimentos mecânicos do gantry e mesa do paciente, e para o comando do computador que permite a reconstrução e transferências da imagem.

O console do operador. Um console de operação típica contém controle e o monitor para vários fatores técnicos (figura 5.21). A operação normalmente é a mais de 100 kVp. A estação do mA habitual será 100 mA se o feixe de raios – X é contínuo e várias centenas de mA se este é um feixe pulsado. O tempo de varredura é selecionável e varia de 1 a 5 segundos.

A espessura do corte de tecido para ser imageado pode ser também ajustada. As espessuras normais são de 1 a 10 milímetros, mas algumas unidades fornecem espessuras de cortes tão pequenos quanto 0,5 mm para



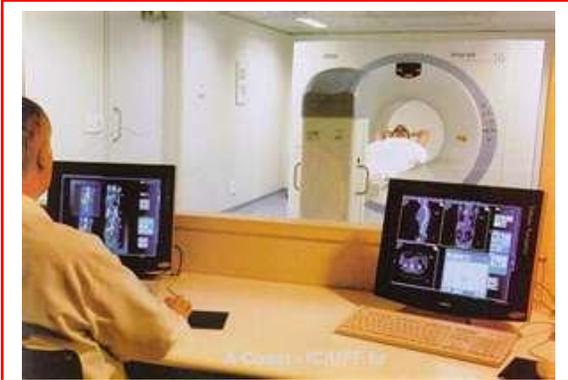


Fig. 5.21 Console do operador para um scanner TC mostrando as várias funções de controle

varreduras de alta resolução. As espessuras dos cortes são selecionadas do console pelo ajustamento automático do colimador. Os controles são também providos para movimentos automáticos indexando a mesa do paciente. Isto permite o operador a programar para cortes contíguos, para cortes intermitentes, ou para scanners espirais.

O console de operação normalmente tem dois monitores de televisão. Um é usado pelo operador para indicar os dados do paciente sobre o scan (identificação do hospital, nome, número do paciente, idade, e sexo) e para fornecer identificação para cada scan (números de varreduras, técnica, e posição da mesa). O segundo monitor é usado pelo o operador para ver a imagem resultante antes de transferir ou copiar para o disco rígido ou para o console do médico para visualização.

Console de visualização para o médico – Menor menos expansivo o sistema TC pode não ter um console de visualização do médico. Se a carga de trabalho é alta e o sistema completo está em uso, então o console do médico para visualização é essencial tal que os scanners do paciente possa ser revista e reportado sem interferir com os scanners de operação. Para uma efetividade máxima, o console do médico para visualização é suportado pelo computador de forma independente. Se o

computador independente requer o computador principal para manipulação da imagem, a visualização pode ter a velocidade reduzida durante a varredura porque o modo scan toma precedência.

O console permite o médico chamar qualquer imagem previamente e manipular imagens para a máxima informação. Os controles de manipulação fornecem ajustes de contrastes e brilhos, técnicas de ampliação, visualização de região de interesse (ROI), e uso de pacotes de software online do computador. Este software pode incluir programas para gerar histograma do número de TC ao longo de qualquer eixo pré-selecionado, computação do desvio padrão e médio dos valores TC dentro de um ROI, técnicas de subtração, e análise quantitativa volumétrica e planar.

As reconstruções de imagem ao longo dos eixos coronal, sagital e planos oblíquos também é possível.

Armazenagem da imagem – Há um número de formatos de armazenagem de imagem completo. Os scanners atuais armazenam os dados de imagem ou em fitas magnéticas ou em discos. Se o disco formatado é usado, dados vindos de um único paciente são transferidos para um único disco que pode armazenar em um invólucro com outros reportes do paciente e do filme. Se fita magnética é usada para armazenagem, dados de muitos pacientes podem ser transferidos para uma única fita. Cada fita normalmente acomoda 150 scanners, o qual equivale de 5 a 10 pacientes.

Para arquivar e posteriormente revê-las, as imagens dos scanners da TC geralmente são gravadas em um filme dentro da câmera a laser. Este tipo de câmera usa filmes de 8 x 10 polegadas e podem projetar uma, duas, quatro ou seis imagens por filme. Naturalmente quanto mais imagens por filme menores são as próprias imagens. Algumas câmeras usam filmes de 14 x 17 polegadas e, portanto, fornecerá uma imagem de formato maior.



6. Características da Imagem

Coeficiente de Atenuação e Algoritmo

O tipo de tecido que contém cada pixel se caracteriza mediante a sua propriedade da atenuação dos raios – X. A atenuação se define como a redução na intensidade do feixe de raios – X à medida que atravessa o meio biológico. Esta redução da intensidade pode ser por absorção (energia depositada no local de interação ou ao redor dele) ou por dispersão. O tecido, em geral tem diferentes graus de atenuação, dependendo de seu número atômico (Z), sua densidade de massa e da energia do fóton X incidente. Pode-se descrever a atenuação de um meio biológico em termos de seu coeficiente de atenuação, habitualmente simbolizado pela grega “ μ ” medido em unidades de cm^{-1} , então, na passagem do feixe de raios-X por um elemento de volume (figura 5.22), têm-se:

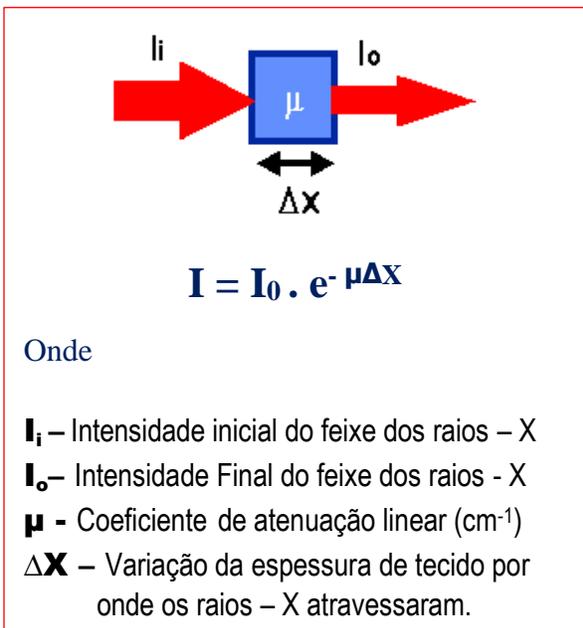


Fig. 5.22 Atenuação do feixe dos Raios – X ao atravessar um elemento volume (voxel)

E na passagem do feixe de raios-X por dois elementos de volume (figura 23):

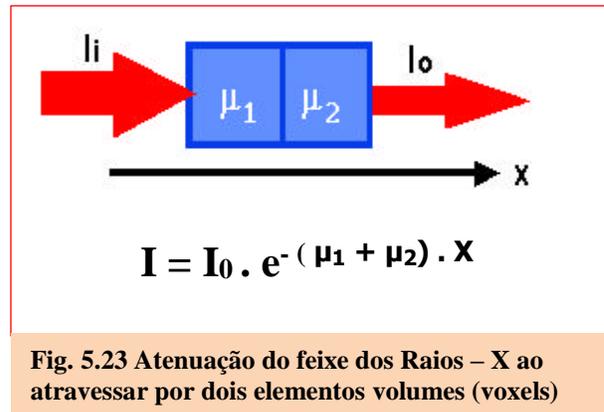


Fig. 5.23 Atenuação do feixe dos Raios – X ao atravessar por dois elementos volumes (voxels)

E, por conseguinte na passagem do feixe de raios-X por uma série de elementos de volume, tomados em várias direções (figura 5.24):

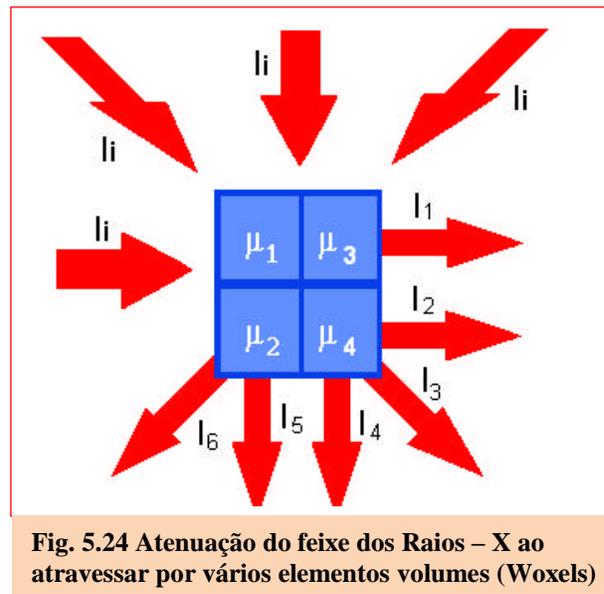


Fig. 5.24 Atenuação do feixe dos Raios – X ao atravessar por vários elementos volumes (Woxels)

De onde se podem escrever as seguintes equações:

$$I_1 = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 + \mu_3) \cdot X}$$

$$I_2 = I_0 \cdot e^{-(\mu_2 + \mu_4) \cdot X}$$

$$I_3 = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 + \mu_4) \cdot X}$$

$$I_6 = I_0 \cdot e^{-(\mu_2 + \mu_3) \cdot X}$$

Neste caso temos quatro incógnitas e quatro equações, logo este sistema linear é determinado e pode ser resolvido. No entanto,



resolver uma matriz de 256 x 256 pontos (pixel) pode ser um problema computacionalmente muito complicado. Portanto, outras técnicas são utilizadas. O método de reconstrução mais comum (empregado em todos os sistemas comercialmente disponíveis) utiliza as projeções no domínio da frequência para reconstruir a fatia, sendo denominada **retroprojeção filtrada**.

A fim de entendermos a determinação do valor real do número CT para cada ponto (pixel) a Figura 5.25 mostra uma matriz simples de 3 x 3 que contém 9 pixels, cada um com valores específicos, mas desconhecidos de atenuação correspondente a cada pixel.

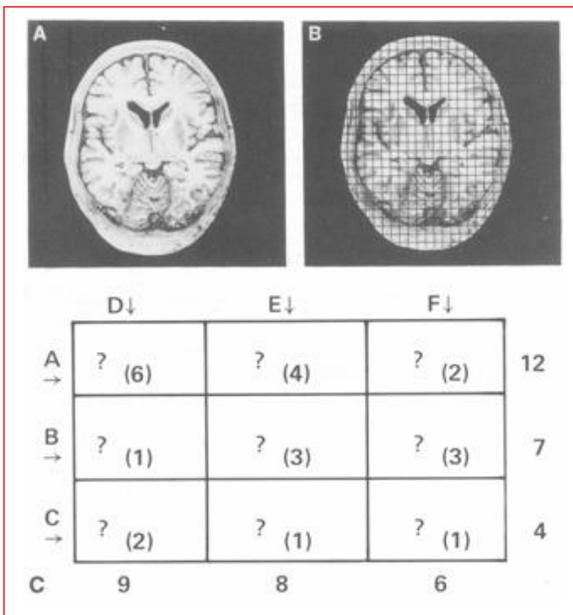


Fig. 5.25 A) Corte axial do cérebro mostrando as estruturas que devem representar. B) Matriz de pixel superposta ao corte cerebral. A missão do escâner o tipo de tecido que se encontra em cada pixel. C) Como exemplo da determinação dos valores dos pixels, mostra-se uma matriz simples de 3 x 3 que contém 9 pixels, cada um com valores específicos, mas desconhecidos de atenuação correspondente a cada pixel. Existem técnicas matemática (algoritmo) para reconstruir os valores desconhecidos.

Se os raios – X passam através da trajetória A, se determinará uma atenuação total de, por exemplo, 12 unidades. Este valor se conhece “**soma linear**” e representa a atenuação total que tem lugar ao longo de todos os pixels que se encontram nessa trajetória. Do mesmo modo, o feixe atravessa as trajetórias B e C com os resultados totais de 7 e 4, respectivamente. O processo se repete no outro ângulo perpendicular ao primeiro (trajetória D, E e F) e se obtém as somas lineares 9, 8 e 6. Agora temos que nomear os valores, de modo que estejam de acordo com as somas lineares encontradas experimentalmente dos dois ângulos empregados. Se pode de fato “jogar” com os números e, finalmente, alcançar a distribuição correta como se indica na figura 5.24. Na prática, as somas lineares são tomadas em todos os ângulos para que se consigam reconstruções únicas e exatas.

Como dissemos antes, no caso de matrizes de 512 x 512, por exemplo, se devem fazer varreduras sobre todo o contorno do paciente, para que a quantidade de dados seja suficiente tanto quanto necessita o computador para administrar os dados e fazer os cálculos precisos para obter uma reconstrução com sucesso. Como dissemos no parágrafo anterior o modelo ou esquema de cálculo empregado para a reconstrução se denomina *algoritmo*. O algoritmo mais habitual nas unidades comerciais é o de “**Retroprojeção Filtrada**”. Neste algoritmo, a soma linear de cada fileira de pixels se alinha, a uma primeira aproximação, a todos os pixels dessa fileira (Isto se denomina retroprojeção). Cada vez que se determina um novo conjunto de dados correspondente a outro ângulo de varredura, também se projeta o cálculo da média em cada pixel. Na realidade, este processo atrás ou o que você vê na figura 5.26 é uma reconstrução adequada da imagem. A projeção retrógrada se faz projetando linearmente a imagem em diferentes ângulos, de modo que a soma ou superposições de todas as vistas represente uma reconstrução da imagem original.



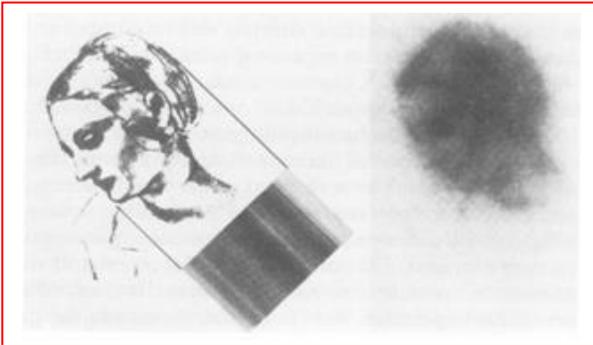


Figura 5.26 Exemplo da técnica de retroprojeção empregando um desenho de uma cara. O valor da densidade de cada linha vem dado pelo o valor médio ao longo de cada uma das linhas. Neste caso se obtém a média mediante a retroprojeção. Quando se somam todas as projeções a cara original fica bastante bem construída.

Na prática, antes de efetuar a projeção para trás, cada perfil de intensidade se modifica ou filtra para reduzir ao mínimo os artefatos em “estrela” causados pelo o uso de um número finito de imagens angulares que correspondem a um pixel quadrado. Incorporam-se várias funções de filtros nos algoritmos. Estas funções de filtros, que às vezes se denominam “Kernels” podem também incorporar vários graus de retroprojeções e perfilamento das bordas. A Retroprojeção pode ser útil em ocasião em que o ruído limita os detalhes visíveis na imagem. Muitas unidades têm várias funções de filtros disponíveis, e o usuário deve ter em conta a possibilidade de a imagem e de reduzir a dose do paciente mediante o seu emprego. Porém o processo de retroprojeção degrada a resolução da imagem.

Matriz da Imagem

O formato da imagem do scanner da TC consiste de muitas células, cada célula é numerada e é mostrada como um nível de densidade ou brilho no monitor de vídeo. O formato original EMI consiste de uma matriz

de 80 por 80 para um total de 6400 células individuais de informação. Os scanners TC atuais fornecem matrizes de 512 por 512 (512 x 512), a qual resulta em 262.144 células de informação.

Cada célula de informação é um *pixel* (elemento do desenho), e a informação numérica contida em cada pixel é um número da TC ou unidade de Hounsfield. O pixel é uma representação de duas dimensões do volume de um tecido correspondente (Figura 5.27). O volume do tecido é chamado de *voxel* (elemento de volume), e é determinado multiplicando o tamanho dos pixels pela densidade em cada fatia (corte) scaneada pela TC.

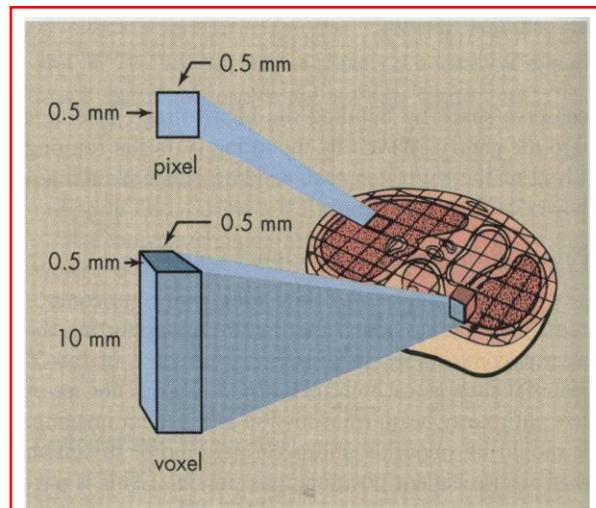


Fig. 5.27 Cada célula em uma matriz da imagem do TC é uma representação bidimensional (pixel) de um volume do tecido (voxel).

O diâmetro da imagem reconstruída é chamado de campo de visão (FVO). Quando o FVO é aumentado para o tamanho padrão da matriz, por exemplo, uma matriz 512 por 512, o tamanho de cada pixel é aumentado proporcionalmente, quando o tamanho da matriz é aumentado, por exemplo, de 512 por 512 para 1024 por 1024, o tamanho do pixel será menor.





VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APREDENDO

Questão 1:

Compute o tamanho do pixel para as seguintes características de um scanner TC usado em uma varredura cerebral:

- Campo de Visão de 20cm, matriz de 120 por 120.
- Campo de Visão de 20cm, matriz de 512 por 512.
- Campo de Visão de 36cm, matriz de 512 por 512.

Solução

- $200\text{mm}/120 \text{ pixel} = 1,7 \text{ mm/pixel}$
- $200\text{mm}/512\text{pixel} = 0,4 \text{ mm/pixel}$
- $360\text{mm}/512 \text{ Pixel} = 0,7 \text{ mm/pixel}$

Números da TC.

Cada pixel é mostrado no monitor de vídeo como um nível de brilho e na imagem fotográfica como um nível de densidade óptica. Este nível corresponde a uma faixa de números da TC de -1000 a $+1000$ para cada pixel. Um número da TC de -1000 correspondem ao ar, e um número da TC para $+1000$ corresponde à densidade óssea. Um número de zero na TC indica água. A tabela 5.1 mostra o valor de cada tecido na TC junto com o respectivo *Coefficiente de Atenuação Linear* dos Raios-X.

A precisão numérica da TC de qualquer pixel dado estar relacionado ao coeficiente de atenuação dos raios – X no tecido contido no voxel (volume do tecido). Como foi discutido

em capítulos anteriores, o grau de atenuação dos Raios-X é determinado pela média de energia do feixe dos Raios-X e o número atômico efetivo do absorvedor e é expresso pelo coeficiente de atenuação.

O valor de um número da TC é dado pela fórmula:

$$\text{Número da TC} = k \cdot \frac{u_0 - u_w}{u_w}$$

Na equação, u_0 é o **coeficiente de atenuação dos Raios-X** no pixel, u_w é o **coeficiente de atenuação dos raios – X na água** e k é o fator constante que determina o fator escala para uma faixa dos números da TC.

Esta equação mostra que o número da TC para água é sempre zero. Para o scanner operar com precisão, a resposta do detector deve ser calibrada de forma que a água seja sempre representada por zero. Quando k é 1000, os números da TC são Unidades de Hounsfield (HUs).

Obviamente há uma quantidade enorme de informações desperdiçada quando uma faixa dinâmica da imagem é 2000, mas somente 32 variações de cinza são mostradas sobre uma tela de vídeo.





TABELA 5.1

Os números da TC para as Variações de Tecidos e o Coeficiente de Atenuação Linear (cm^{-1}) para as três operações nos Níveis kVp.

Tecido	Número Aproximado no TC	Coeficiente de Atenuação Linear (cm^{-1})		
		100 kVp	125 kVp	150kVp
Osso Denso	1000	0.528	0.460	0.410
Músculo	50			
Substancia Cerebral Branca	45	0.213	0.187	0.166
Substancia C. Cinzenta	40	0.212	0.184	0.163
Sangue	20	0.208	0.182	0.163
Fluido Cérebro-Espinhal	15	0.207	0.181	0.160
Água	0	0.206	0.180	0.160
Gordura	-100	0.185	0.162	0.144
Pulmões	-200			
Oxigênio	-1000	0.0004	0.0003	0.0002

Obviamente há uma quantidade enorme de informações desperdiçada quando uma faixa dinâmica da imagem é 2000, mas somente 32 variações de cinza são mostradas sobre uma tela de vídeo.

7. Reconstrução da Imagem

As projeções adquiridas por cada detector durante a varredura na TC é armazenado na memória de um grande computador. A imagem vinda destas projeções é reconstruída por um processo chamado de **Retroprojeção filtrada**. Aqui o termo filtro refere-se para a função matemática e não a um filtro de alumínio ou outro tipo de metal qualquer. Este processo é complicado, mas um simples exemplo ajuda a explicar como funciona. Imagine uma caixa com dois orifícios cortados em cada lado (Figura 5.28). A caixa é dividida por dentro em quatro seções *a*, *b*, *c*, e *d*, e há uma barata tipo texana na seção *c*. Se na caixa fechada alguém olha através dos quatros orifícios, poderemos inventar um maneira para a determinação precisa em que seção a barata se localiza.

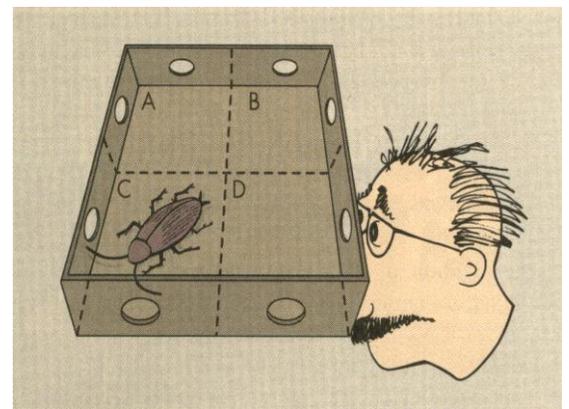


Fig. 5.28 Esta matriz de quatro-pixels demonstra o método usado para reconstrução de uma imagem da TC por retorno de projeção.

Deixe **1** representar a presença da barata para cada visão. Se pelo orifício estão sendo vistas duas seções vazias então, obviamente a barata não está lá. A ausência da barata é indicada com um **0**. A parte que está sendo vista na figura 5.28 podemos ser representadas simbolicamente como: $c + d = 1$. Examinando todos os possíveis caminhos mostramos o seguinte:



$$\begin{aligned} a + b &= 0 \\ c + d &= 1 \\ a + c &= 1 \\ b + d &= 0 \end{aligned}$$

Assim a solução é **c = 1** e **a, b, e d = 0**.

Em um scanner da TC, não existem quatro seções (pixels), mas bastante acima de 250.000. Consequentemente a reconstrução da imagem da TC requer equações simultâneas acima de 250.000.

8. Qualidade da Imagem

A qualidade da imagem de radiografias convencionais é expressa em termos da **resolução, espacial, resolução de contraste e ruído**. Estas características são descritas facilmente, mas é um tanto difícil para medir quantitativamente.

Visto que as imagens da TC são compostas de valores de pixel discretos e que são então convertidos para formato filme, a qualidade da imagem é algo mais fácil para quantificar. Existe um número de métodos disponíveis para medição da qualidade de imagem da TC. Existem quatro características com medidas numéricas. Estas são: **resolução espacial, a resolução de contraste, a linearidade e o ruído**.

Resolução Espacial da Imagem.

Scaneando uma estrutura geométrica regular que tenha uma extremidade pontiaguda ou interface, a imagem na interface será um tanto quanto borrada (figura 5.29). O grau de borramento é a medida da resolução espacial do sistema e é controlado por um número de fatores. Visto que a imagem da interface é uma representação visual de valores de pixel, estes valores podem ser analisados através da interface para chegar a uma medida de resolução espacial.

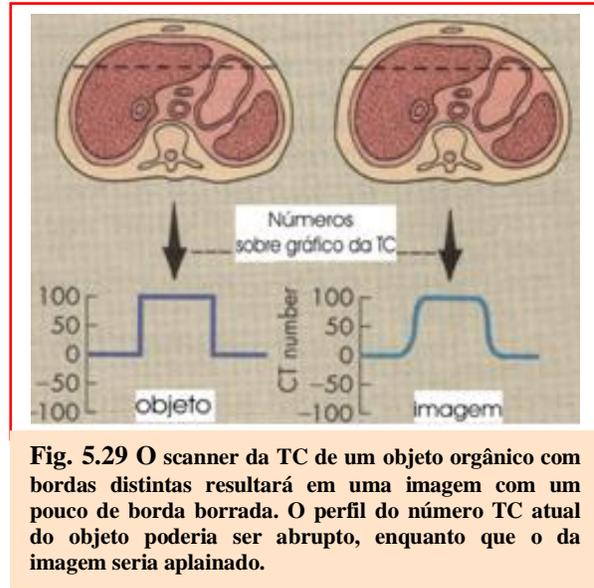


Fig. 5.29 O scanner da TC de um objeto orgânico com bordas distintas resultará em uma imagem com um pouco de borda borrada. O perfil do número TC atual do objeto poderia ser abrupto, enquanto que o da imagem seria aplainado.

Suponhamos que o órgão na (figura 5.29) é composto de um material de valor TC relativamente alto (e.g., 100) e foi imerso na água, o qual tem um número de TC igual a zero. Isto seria uma interface relativamente de alto contraste. Os números da TC através da interface podem ter valores atuais tal como aqueles mostrados no gráfico do objeto na (figura 5.29).

Visto que, a imagem está borrada por causa das limitações do scanner da TC, a borda pontiaguda (pontuda) esperada dos valores da TC é substituída por uma faixa de valores de suavização através da interface. Este ajustamento resulta em uma resolução espacial pobre por causa de várias características do scanner da TC. Quanto maior o tamanho do pixel e mais baixo o contraste do objeto, mais pobre a resolução espacial. O tamanho do detector e o desenho do colimador pré-paciente e o pós-paciente afeta o nível de dispersão de radiação e influencia o tamanho da resolução afetando o contraste do sistema. Algumas vezes o tamanho do ponto focal do tubo influencia no tamanho da resolução espacial na TC.



A capacidade do scanner da TC de reproduzir com precisão um **alto-contraste** da borda é expressa matematicamente como a **Função de Resposta da Borda (FRB)**. A função de resposta da borda medida pode ser transformada dentro de outra expressão matemática chamada de **função modulação - transferência (MTF)**. A MTF e sua representação gráfica geralmente são mais citadas para expressar a resolução espacial de uma varredura da TC.

A MTF se define como a resposta do sistema ante um objeto que varie de acordo com uma função senoidal.

Embora o MTF seja uma formulação matematicamente bastante complicada, não quer dizer que seja difícil de ser representada. Considere, por exemplo, uma série de barras padrão que são imageadas pelo scanner da TC (figura 5.30). Uma barra igual com a mesma largura no inter espaço são chamada **linhas pares (lp)**. O número de

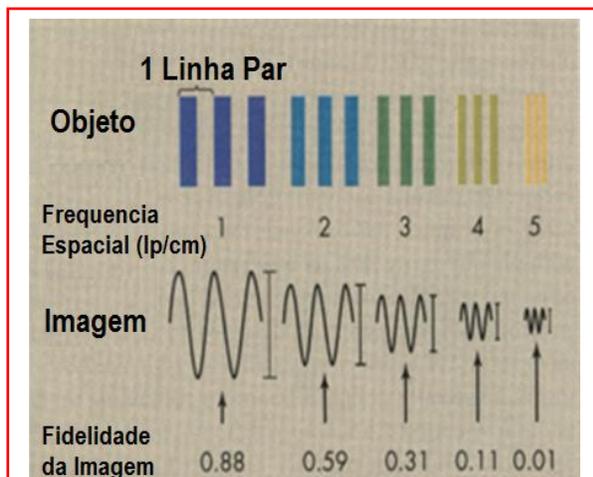


Fig. 5.30 Como um padrão de barras a frequência espacial gerada aumenta e a fidelidade da imagem diminui. A densidade do traçado da imagem revela a perda de contraste.

linhas pares por unidade de comprimento é chamado de **frequência espacial**, e para o scanner da TC é expresso em pares de linhas por centímetro (**lp/cm**). Uma frequência espacial baixa representa objetos grandes e,

uma frequência espacial alta representa pequeno objetos.

A imagem obtida de um padrão de barras de frequência baixa parece mais com o objeto do que a imagem vinda a um padrão de frequência alta. A perda na reprodução fiel com o aumento de frequência espacial ocorre devido a um número de limitações no sistema da imagem. Características da varredura TC que contribuem para tal degradação da imagem são *colimador, concentração e tamanhos dos detectores, controle eletromecânico do gantry e o algoritmo de reconstrução*.

Em termos simples a MTF é a razão da imagem para o objeto. Se a imagem reproduzir fielmente o objeto, a MTF do scanner terá o **valor de 1**. Se a imagem simplesmente for um espaço em branco e não contiver informação nenhuma sobre o objeto, no scanner da TC a MTF será **igual a zero**. Níveis intermediários de fidelidade resultam em uma MTF de valores intermediários.

Na figura 5.30, a fidelidade da imagem é medida pela densidade óptica ao longo do eixo de imagem. Por exemplo, para a frequência espacial de 1 lp/cm, a variação em densidade óptica da imagem é 0.88 vezes para o objeto. Para 4 lp/cm, é apenas 0.1 ou 10% do objeto. Um gráfico desta relação de contraste da imagem para contraste do objeto a cada frequência espacial resulta em uma curva da MTF (figura 5.31).

A figura 5.32 mostram a MTF para dois scanners TC diferentes e ilustra como a pessoa deveria interpretar a curva. A curvatura MTF que se estende mais longe, para a direita indica frequência espacial mais alta, isto significa que o sistema de imagem está adaptado a reproduzir melhor pequenos objetos. Obviamente a MTF é uma relação complexa, visto que este relata a capacidade de imagem do sistema de gerar variados tamanhos de objetos. A maioria dos scanners TC é





analisada pela frequência espacial em uma MTF equivalente a 0,1, às vezes chamado de **Limite da Resolução**. Como mostrado na figura 27, o scanner A tem um 0,1 - MTF em 5,2 lp/cm, enquanto que B pode somente manejar 3,5 lp/cm. Portanto A tem melhor resolução espacial do que B.

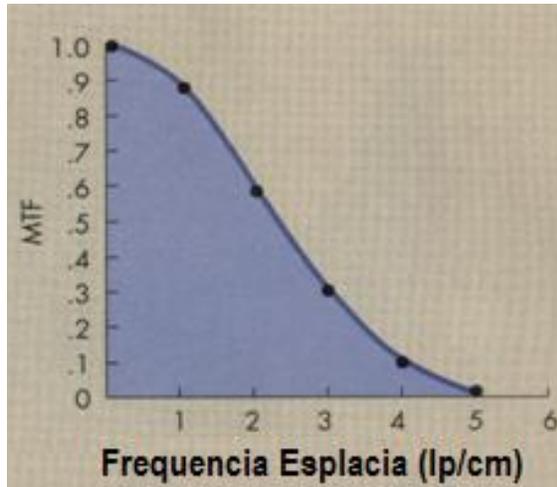


Fig. 5.31 Função de modulação- transferência é uma sequência de imagem fiel versus a frequência espacial. Os seis dados aqui sequenciados são da análise da figura -25.

Embora a resolução do scanner TC é mais frequentemente expresso pela frequência espacial do limite da resolução, é mais fácil pensar em termos do tamanho do objeto que pode ser reproduzido. A figura 5.33 ilustra a relação entre frequência espacial e tamanho do objeto. O tamanho absoluto do objeto que pode ser resolvido por um scanner, ser igual à metade recíproca da frequência espacial no limite da resolução.

Visto que um par de linhas consiste de uma barra e um espaço intermediário de igual largura, 2 mm/lp representa a 1-milímetro por objeto separado a 1-milímetro no espaço intermediário. A resolução do sistema é então de 1 milímetro.

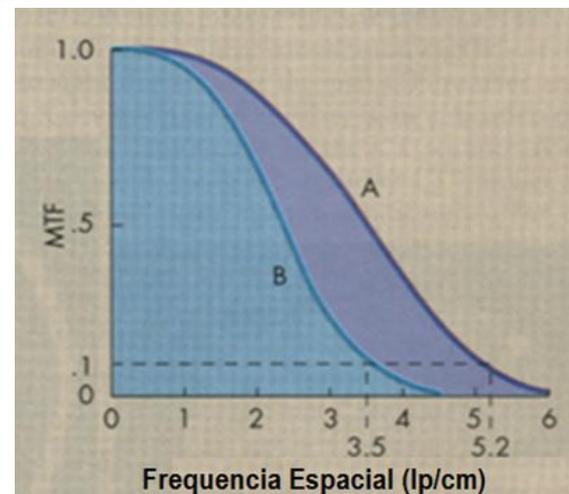


Fig. 5.32 Curva da MTF representada por dois scanners de TC. O scanner A produzira maior resolução de imagens do que o scanner B.

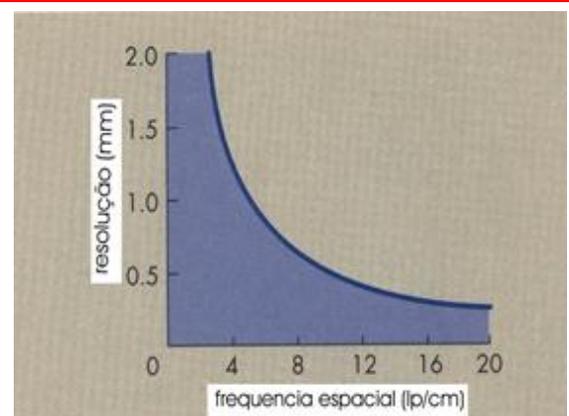


Fig. 5.33. Aumento da frequência espacial melhora a resolução em pequenos objetos.

VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APRENDENDO

Questão 1:

Um scanner da TC é dito ter capacidade de 5 lp/cm de resolução. Que tamanho o objeto representa?

Solução:

A reciprocidade de:

$$\begin{aligned} 5 \text{ lp/cm} &= (5 \text{ lp/cm})^{-1} = 1 / 5 \text{ lp/cm} \\ &= 1 \text{ cm} / 5 \text{ lp} = 10 \text{ mm} / 5 \text{ lp} \\ &= 2 \text{ mm} / \text{lp} \end{aligned}$$



Fantoma projetados especialmente são necessários para avaliar o desempenho do scanner TC. Tais fantoma geralmente são fabricados em diferentes densidades de plástico em várias formas e configurações. A importância na medição de desempenho do scanner que pode ser avaliada com fantoma são as gerações de artefatos, resolução de contraste e resolução espacial.

A (figura 5.34), **A**, mostra um fantoma antropomorfo projetado para testar o modo de corpo de um scanner da TC para artefatos. A (figura 5.34), **B** mostra um fantoma especialmente projetado contendo um grupo de buracos de baixo - contraste e barras para testar ambos, resolução de baixo e alto contraste com um único scanner.

Resolução de contraste

A capacidade para distinguir material de uma composição para outra sem considerar o tamanho ou formato é chamado de **Resolução Contraste**. Esta é uma área na qual o scanner da TC supera. A absorção dos raios -X no tecido é caracterizada pelo coeficiente de atenuação linear dos raios-X. Este coeficiente, como nós temos visto, é uma função da energia dos Raios-X, e o número atômico do tecido. No scanner TC a quantidade de radiação penetrando no paciente é também determinada pela densidade da massa da parte do corpo.

Considerando a situação esboçada na figura 5.35, a qual é uma estrutura de músculo-osso-gordura. Não somente são os números atômicos um pouco diferentes ($Z = 6.8, 7.4, \text{ e } 13.8$), mas a densidade da massa também é diferente ($\rho = 0,91; 1,0; \text{ e } 1,85$). Embora estas diferenças sejam mensuráveis, elas não são bem imageadas em radiografia convencional. O scanner da TC é capaz de amplificar estas diferenças em contraste do objeto de tal forma que o contraste da

imagem é alto. A faixa dos números da TC reconstruídos no computador para estes tecidos será aproximadamente, -100, 50, e 1000. A escala de contraste ampliado permite o scanner TC resolverem melhor estruturas adjacentes que são similares na composição.

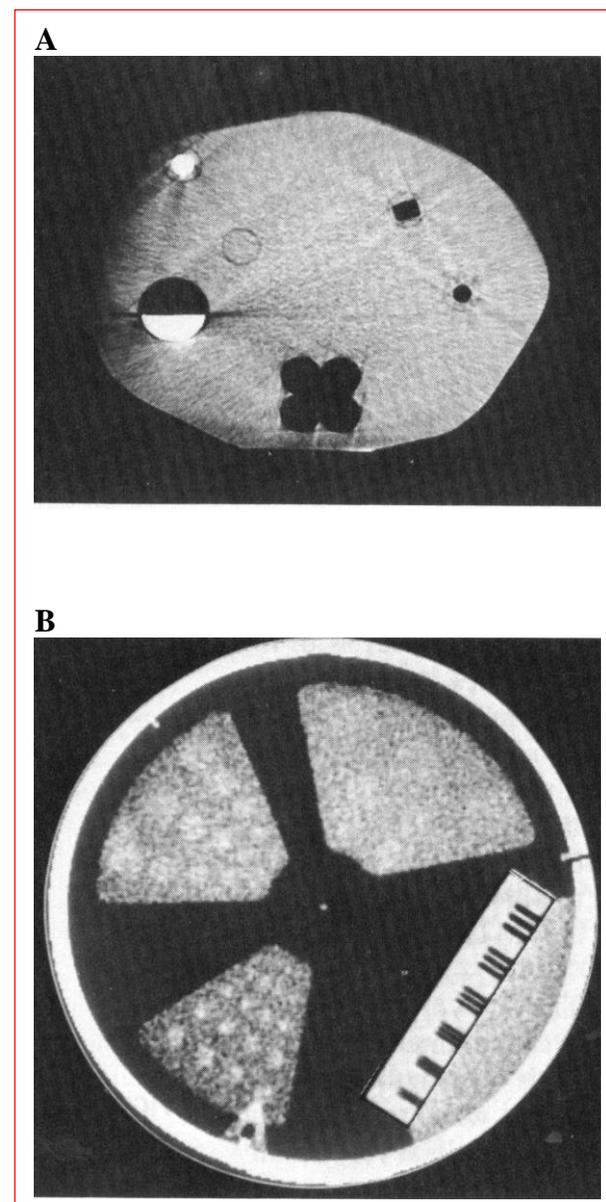


Fig. 5.34 A – Este fantoma antropomorfo, pela avaliação no scanner da TC a imagem contém objetos simulando um estômago cheio de bário, dobras intestinais, uma costela, e vias aéreas.

B – Este fantoma e indicado para medir tanto a alta-resolução e a baixa-resolução.



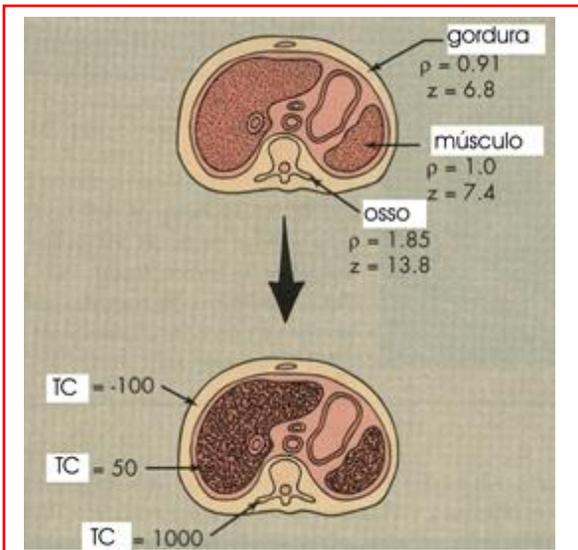


Fig. 5.35 Não existem muitas diferenças em densidade de massa e o número atômico efetivo entre tecidos, mas as diferenças são grandemente amplificadas pelo scanner da TC.

A resolução de contraste fornecida pelo scanner da TC é consideravelmente melhor do que aquela em radiografia convencional avaliada principalmente por causa radiação dispersa rejeitada do colimador feixe - leque. A capacidade para imagear objetos de contraste baixo com o scanner da TC, entretanto, é limitado pelo tamanho e uniformidade do objeto e pelo o ruído do sistema.

Ruído do Sistema.

Se um meio homogêneo como água é scaneada, cada pixel deverá ter valor igual à zero. É claro que, isto nunca ocorre por causa da resolução de contraste do sistema que não é perfeito; então os números da TC podem medir zero, mas existe em uma faixa de valores maiores ou menores do que zero. Uma variação em números da TC acima ou abaixo do valor médio é o ruído do sistema. Se todos os valores de pixel forem os esmos, o ruído do sistema será de valor zero. Uma grande variação de valores de pixels resultara em maior ruído do sistema.

O Ruído é definido como percentual do desvio padrão de um grande número de pixels obtidos de um scaneado em água. Deve ficar claramente entendido que o ruído do sistema depende de vários fatores incluídos a seguir:

1. kVp e filtração
2. Tamanho do Pixel
3. Densas Fatias
4. Eficiente Detector
5. Dose do Paciente

No final das contas é a dose no paciente, o número de Raios-X usados pelo detector para produzir a imagem, que controla o ruído. O ruído do sistema é definido como se segue:

$$\text{Ruído} = \sqrt{\frac{\sum(x_i \times \bar{x})^2}{n - 1}}$$

Nesta equação, x_i é cada valor da TC, \bar{x} é a média de pelo menos 100 valores, e na media do número de valores da TC. Em estatísticas, ruído é conhecido como *desvio padrão* e é simbolizado por σ .

Os ruídos aparecem nas imagens finais como uma granulação. Sistemas de baixo-ruído aparecem muito lisos (macios) para os olhos, e alto-ruído no sistema aparece como pontos manchados. A resolução de objetos de baixo-contraste é limitada pelo ruído de um scanner da TC.

Os ruídos do sistema devem ser avaliados diariamente pelo escaneamento de um fantoma de água de 20 centímetros de diâmetro. Todos os scanners têm a capacidade de identificar a região de Interesse (ROI) e computar a média e o desvio padrão dos números da TC na ROI. Quando o técnico operador da TC mede ruído, o ROI deve cercar pelo menos 100 pixels. Tais medidas de ruído devem incluir cinco pontos



quatro em periferia e uma no centro para monitorar a uniformidade espacial.

Linearidade.

O scanner TC deve ser frequentemente calibrado para que a água seja representada pelo número zero com consistência e outros tecidos tenham seus valores apropriados na TC. A calibragem de verificação que pode ser feita diariamente usando um fantoma de desempenho de cinco pinos da Associação Americana de Física Médica (AAPM) (figura 5.36). Os cinco pinos são feitos de diferentes tipos de material plástico com propriedades físicas e absorção dos Raios - X conhecida. (Tabela 5.2).

Após um escaneamento deste fantoma. O número da TC para cada pino deve ser registrado e seu valor médio e o desvio padrão plotado. (figura 5.37).

O gráfico do número da TC versus o coeficiente de atenuação linear deve ser uma linha reta passada diretamente pelo zero da água do número da TC. Um desvio vindo da linearidade é uma indicação de mau alinhamento ou mau funcionamento do scanner da TC. Um desvio menor poderia resultar em geração de números na TC incorreta, mas provavelmente não poderia afetar significativamente a imagem visual. Porém, poderia afetar quantitativamente a análise TC do tecido.

Uniformidade Espacial.

Quando imaginamos um objeto uniforme assim como água líquida com um scanner da TC, cada pixel deve ter o mesmo valor, desta forma cada pixel representa precisamente a mesma composição do objeto. Além disso, se o scanner TC estiver ajustado adequadamente, o valor deve ser zero.

Visto que o scanner da TC ser um dispositivo eletrônico mecânico extremamente complicado, então tal precisão não é consistentemente possível. O valor da TC para a água pode alterar de um dia para outro ou às vezes de uma hora para outra.

Em qualquer tempo que água for scaneada os valores de pixels em todas as áreas da imagem reconstruídos devem ser constante. Tal característica é chamada **uniformidade espacial**.

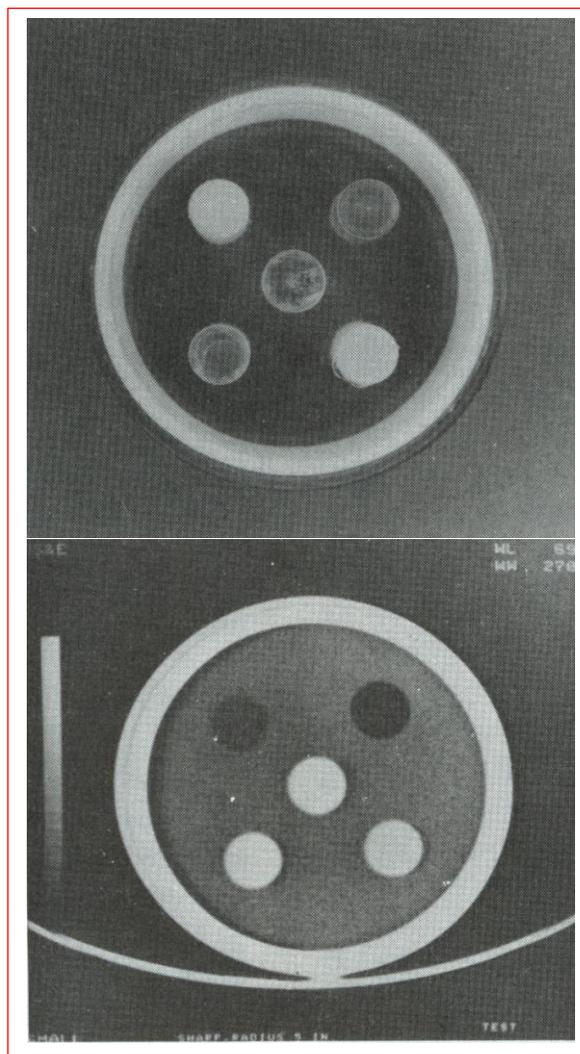


Fig. 5.36. Foto a esquerda e imagem da TC a direita com os cinco-pinos teste fantasmas designados pela Associação Americana de Medicina Física. O coeficiente de atenuação por cada pino é sabido precisamente e o número da TC computado.




TABELA 5.2
Características dos Cinco-Pinos fantasmas.

Material		Densidade (g/cm ³)	Coefficiente de Atenuação Linear (cm ⁻¹) para 60 keV	Números da TC
Polietileno	C ₂ H ₄	0.94	0.185	- 85
Poliestireno	C ₈ H ₈	1.05	0.196	- 10
Nylon	C ₆ H ₁₁ NO	1.15	0.222	100
Lexan	C ₁₆ H ₁₄ O	1.20	0.223	115
Plástico	C ₅ H ₈ O ₂	1.19	0.229	130
Água	H ₂ O	1.00	0.206	0

Os testes da uniformidade espacial, pode ser facilmente visualizado com um pacote de software interno que permita a grafar os números da TC ao longo de qualquer eixo de uma imagem como um histograma ou uma linha gráfica. Se todos os valores do histograma ou linha gráfica estiverem dois dentro do desvio padrão do valor médio ($\pm 2\sigma$), o sistema é dito a mostrar uma uniformidade espacial aceitável. Por causa do endurecimento do feixe dos Raios-X ou reconstruções inadequadas, pode haver também uma escareadela dos números da TC no meio do campo do scanner ou uma diminuição para a periferia.

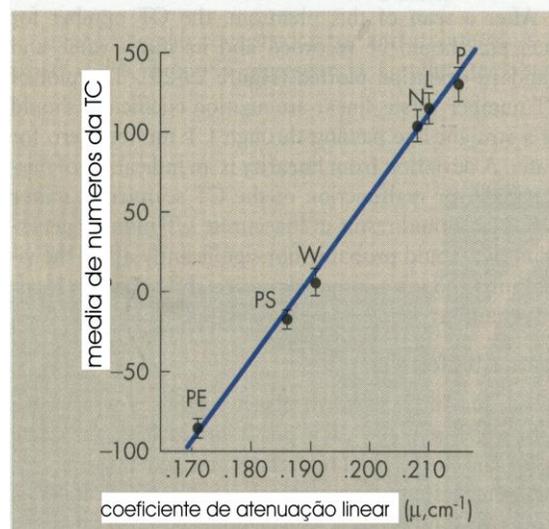


Fig. - 32. TC, a linearidade é aceitável no gráfico se a média numérica versus o coeficiente de atenuação linear for na linha reta.




TABELA 5.3
Sinopse dos cinco modos operacionais de Scanners da TC.

Modos Operacionais Scanners	Vantagens	Desvantagens
Primeira geração	Projeto de demonstração; Rotação-tipo traduzida; Radar tipo lápis.	5 minutos para completar o o escaneamento; Assembleia detectora única.
Segunda geração	Assembleia detectora múltipla; Rotação tipo traduzida; Radar tipo leque; maior velocidade.	Aumento de Radiação espalhada.
Terceira geração	Centraliza a rotação ao redor do Paciente; I-segundo tempo scanner; Detectores curvilíneo; pré-dector e pós-Detector de colimação.	Artefatos de anel.
Quarta geração	Gira em único movimento; ordem circular fixada de detectores; colimação automática sem artefatos de anel.	Aumento na dose paciente. despesa aumentada por causa do numero de detectores.
Quinta geração	Scanner espiral; tempo de exame rápido; diminuição na dose paciente.	



QUESTÕES DE REVISÃO

- 1 – Qual o nome do indivíduo que demonstrou o primeiro processo de TC computadorizada em 1970?
- 2 – Defina os termos; axial, translação e reconstrução.
- 3 – Liste as vantagens e desvantagens das cinco gerações de scanners da TC.
- 5 – Explique qual a diferença nos scanners TC entre os TC de 3º geração e os de 4º geração (helicoidal) quanto a forma varredura para reconstrução de imagem.
- 4 – Explique de forma sucinta como o perfil de intensidade transforma-se em um pulso elétrico na saída do detector de cintilação na TC
- 5 - Responda as questões abaixo:
 - a) Explique o que você entende por perfil de intensidade ou projeção.
 - b) Escreva quais são os componentes do sistema TC!
- 6 – Quais os componentes da porção do gantry de um scanner da TC?
- 7 – Quais são os requerimentos especiais do tubo de Raio-X usado em um scanner da TC?
- 8 - Comente sobre as principais diferenças entre um tubo emissor de raios – X usado em um sistema TC e um sistema Convencional e mamografia
- 9 - Discuta o espaçamento e concentração de detectores de cintilação no scanner da TC.
- 10–Porque a colimação é importante na TC scaneada como é para a radiografia convencional?
- 11- Dada a figura abaixo, escreva qual tem a angulação positiva e qual tem a angulação negativa.



- 12–Descreva os dois dispositivos de colimações usadas no escaneamento TC? Onde são colocadas? Qual é a importância para o próprio ajustamento?
- 13–Que material faz a mesa suportar o paciente? Onde eles são colocados? Defina indexação automática como relação ao apoio da mesa.
- 14 – Porque o computador da TC deve ser de ultra – alta velocidade e de grande capacidade? O computador deve ser mantido sobre quais condições ambientais?
- 15 – Qual é tamanho do Voxel de uma cabeça do scanner da TC com matriz de 320 por 320, a reconstrução de diâmetro de 20cm., e uma fatia densa de 0.5 cm.?
- 16 – Quais dispositivos controla a espessura da fatia de um scanner da TC?
- 17 – Que nível de kVp geralmente é usado para varredura em TC ? Qual tempo do scanner é usado?
- 18 – A informação numérica contida em cada Pixel é ----- ou -----.
- 19 – Referindo-se a tabela 1, um número da TC de 20 relaciona para que tipo de tecido?
- 20– Explique a matemática do processo de reconstrução da imagem computadorizada.
- 21– O que é borramento do chamado interface de alto contraste?
- 22– Referindo-se a figura 27. A curva MTF que estende mais à direita indicação _____ na resolução espacial.
- 23– Um scanner da TC pode ter resolução de um objeto de alto contraste a um objeto a 0.65 mm alto-contraste. Quantas lp /cm isto representa?
- 24–Defina resolução de contraste, ruído do sistema, linearidade e uniformidade espacial.
- 25- Sabemos que quando scaneamos um meio homogêneo tal como a água, cada pixel deveria ter um valor zero, Isto não ocorre por causa do ruído do sistema CT. Deve ser claramente que o ruído do sistema depende sobre muitos fatores incluindo os seguintes:





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 3

Tomografia Computadorizada Espiral

ASPR
ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Assuntos

1. Princípio de varredura (scan)
2. Projeto do scanner
3. Seleção da técnica
4. Características da imagem
5. Vantagens e limitação da TC
espiral

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.000-000 - Vitória - ES
Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspr@hotmail.com

 www.aspronline.wix.com/aspronline ;  www.facebook.com/asprcq 



TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA HELICOIDAL

1. Introdução

Em 1989, a tomografia computadorizada espiral foi introduzida como uma grande promessa de avanço na modalidade. O termo “espiral”, ou “helicoidal” foi chamado por causa do movimento aparente do tubo de raios – X durante a varredura (scan).

Em alguns departamentos de imagens, os scanners TC tiveram os seus usos diminuídos devido à introdução da imagem de ressonância magnética (IRM). As IRM eram ditas ter todas as vantagens do TC com nenhuma limitação dos TC's. Entretanto, o futuro da medicina está mudando tão rápido como manchetes de jornal. A redução de custos e reembolso limitados para estudos de alta tecnologia tais como TC e IRM são partes do futuro dos cuidados médicos. Para o crescimento dos TC ou pelo menos sobreviverem, estes têm que fornecer mais informações do que as outras modalidades de imagens com custo – efetivo e tempo mais eficiente.

As TC's espiral emergiram como uma nova e melhorada ferramenta diagnóstica. A TC espiral fornecem imagens melhores da anatomia e são compromissadas pelo movimento respiratório. As TC's espiral são particularmente boas para **tórax**, **abdômen** e **pelve**. As TC's também têm a capacidade para desempenhar **imagens transversas** convencionais para regiões do corpo onde movimentos não é um problema tais como: a cabeça, espinha e extremidades.

As imagens da TC têm se tornado cada vez melhores. A velocidade de varredura (scanning) já chega a 1s em tomógrafos convencionais e até 5 ms em alguns tomógrafos ultrarrápidos.

A TC é um exame no plano axial, mas que permite a reprodução de imagens em qualquer plano.

2. Princípio de Varredura (scan)

Embora o movimento da varredura de uma TC pareça lembrar as espirais de um brinquedo de mola (figura 6.1), os movimentos de varredura espiral da TC não são exatamente iguais ao brinquedo de mola. A figura 6.2 mostra a diferença.

Quando o exame inicia, o tubo dos Raios-X rotaciona continuamente sem inversão. Enquanto o tubo dos Raios-X continua girando, a mesa move o paciente de forma plana através do feixe dos Raios-X rotacionando. Com a varredura TC espiral completada, os dados são coletados continuamente. Estes dados podem então ser reconstruídos em qualquer posição desejada do eixo - Z ao longo do paciente. (Figura 6.3).

Algoritmos de Interpolação

A capacidade de reconstruir uma imagem em qualquer posição do eixo - Z é devido a uma interpolação. A figura 6.4 apresenta uma representação gráfica de **interpolação** e **extrapolação**. Se desejar estimar um valor entre dois valores conhecidos, isto é **interpolação**. Um valor estimado além da faixa dos valores conhecido é **extrapolação**.

Durante a TC espiral, os dados da imagem são recebidos continuamente como os pontos mostrados como dados na figura 6.5A. Quando uma imagem é reconstruída como na figura 6.5B, o plano da imagem não contém dados suficientes para a reconstrução. Os dados devem ser estimados por interpolação.

O dado por interpolação é executado por um programa especial do computador chamado **algoritmo de interpolação**. O primeiro





algoritmo de interpolação usava uma interpolação *linear a 360° graus* (figura 6.6).

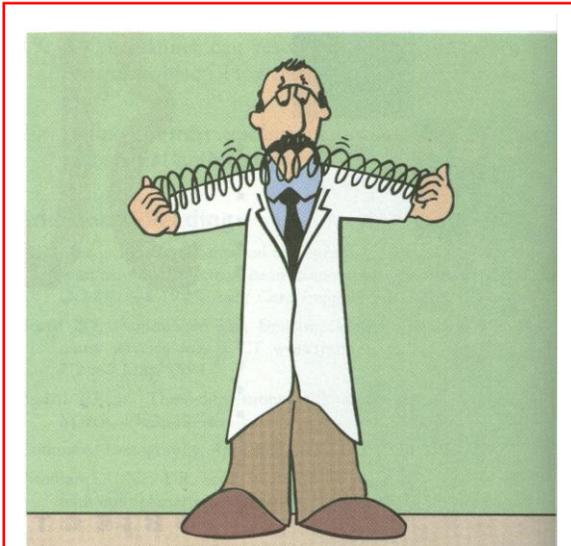


Fig. 6.1 Um brinquedo de mola é um exemplo comum de espiral.

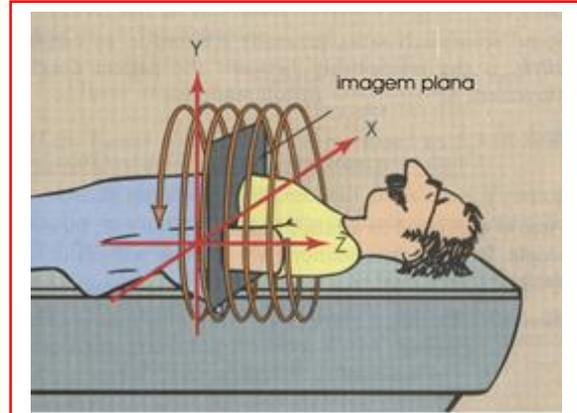


Fig. 6.3 Imagens transversas podem ser reconstruídas em qualquer plano ao longo de EIXO - Z.

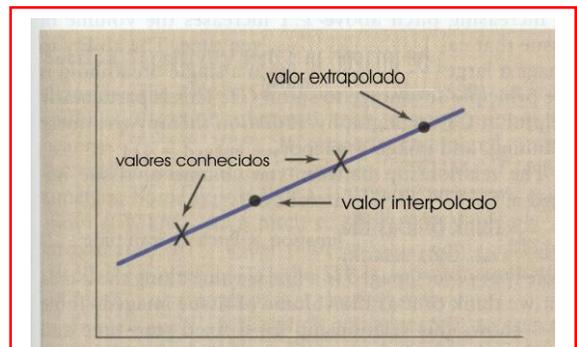


Fig. 6.4 A interpolação estimada um valor entre dois valores conhecidos. Extrapolação estimando um valor além do valor conhecido.

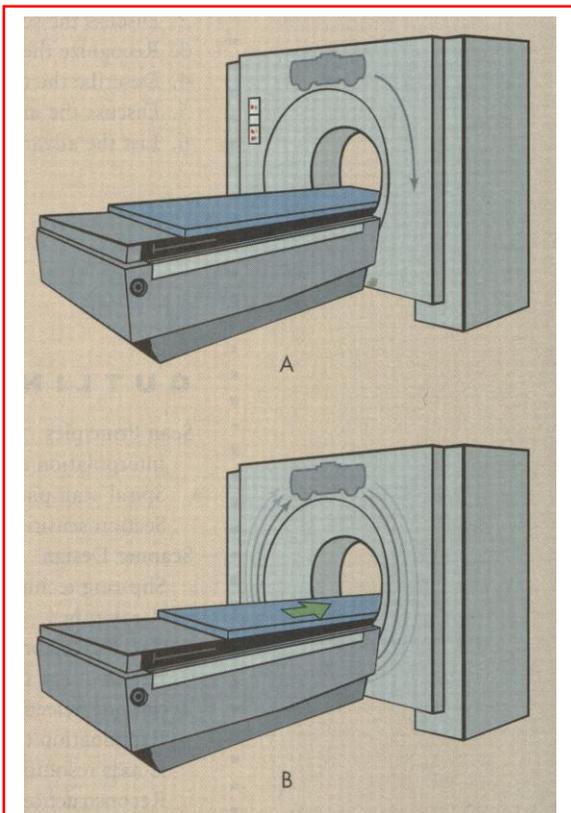


Fig. 6.2 A) O movimento do tubo de Raio-X não é espiral. B) aparece deste modo porque o paciente move-se através do plano de rotação da varredura.

Trezentos e sessenta graus foram usados por que a informação do plano da imagem estimada foi interpolada por dados vinda de 360° graus a partir da rotação. Linear foi usado porque o algoritmo assumir uma relação de linha reta entre dois pontos de dados conhecidos. O resultado era uma imagem transversa quase idêntica como aquela de uma TC convencional.

Quando estas imagens forem formatadas para uma vista sagital e coronal, o borramento proeminente era obvio quando comparado com a vista reformatada TC convencional.



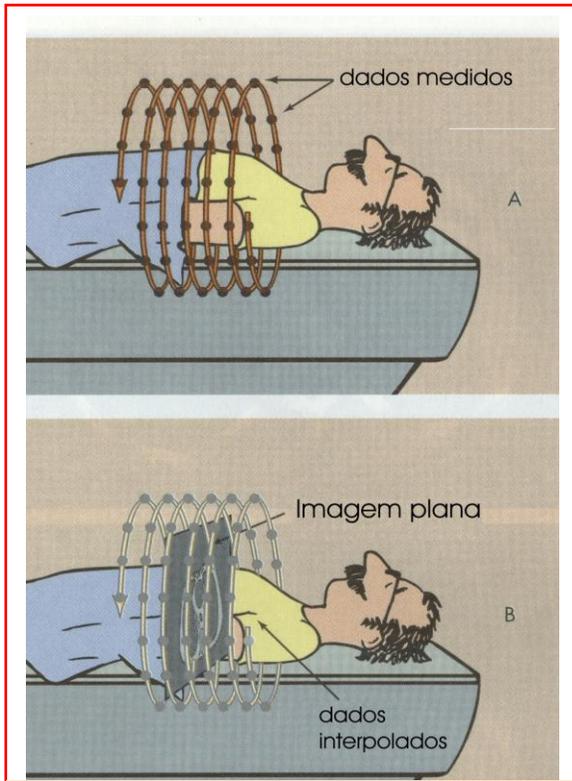


Fig. 6.5 A) Durante a TC espiral, dados da imagem são continuamente verificados. B) As interpolações de dados, são executadas para reconstrução da imagem em qualquer plano transversal.

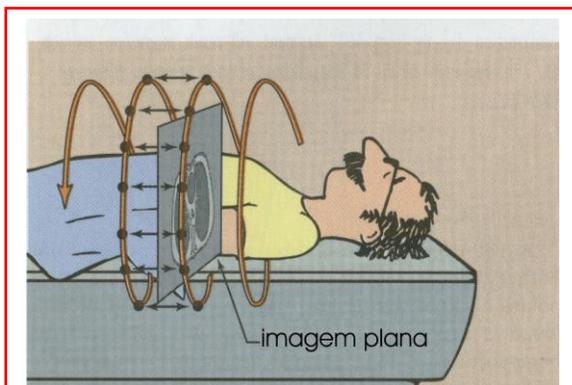


Fig. 6.6 Interpolação entre dados de pontos de 360° graus a parte eram a reconstrução algoritmo mais próxima da TC espiral.

A solução para este problema foi interpolar os dados separados por 180° graus (fig.6.7). Isto resulta em uma resolução melhorada

no eixo - Z e um enorme melhoramento da vista reformatada sagital e coronal. Dois tipos de segmentos de algoritmos de 180° graus foram desenvolvidos: (1) interpolação linear simples e (2) interpolação de chaveta cúbica. A desvantagem do algoritmo de interpolação de 180° graus é o aumento do ruído da imagem comparado com algoritmo de interpolação de 360° graus.

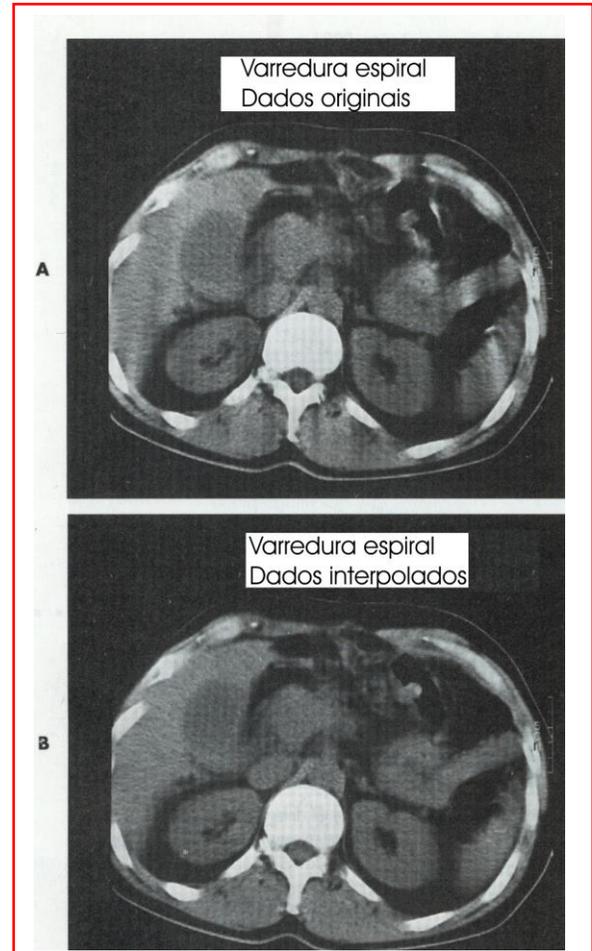


Fig. 6.7 Interpolação - Z é necessária na TC espiral. A) Reconstrução da imagem diretamente vinda de seguimento de 360° resultará em artefatos de movimento. B) interpolação - Z resulta em imagens livres de tais artefatos.

O ruído não incomoda em algoritmo de interpolação de 180° graus. Contudo, o uso de algoritmo de interpolação de chaveta-cúbico





pode produzir o chamado *artefato quebrado* em interface de contraste alto tal como no tecido ósseo mole. Nesse caso Interpolação linear a 180° graus é preferida.

Além disso, para vista reformatada *sagital e coronal*, o algoritmo de interpolação de 180° graus permite imagear em um **pitch** maior do que 1 (um).

Razão deslocamento da mesa e Varredura Espiral (pitch).

A razão de deslocamento da mesa e varredura espiral, geralmente refere-se simplesmente como *pitch*, e é a relação entre o movimento da mesa do paciente e a colimação do feixe dos Raios-X.

Pitch =

$$\frac{\text{Movimento mesa (mm/sec.) por } 360^\circ \text{ rotação}}{\text{Colimação}}$$

Pitch é expresso como uma razão, por exemplo, 1:1, 1:5, ou 2:1. Na maioria dos exames um pitch 1:1 resultara em melhor qualidade de imagem.

VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APREDENDO

Questão 1:

Durante uma rotação de 360 graus num tubo dos Raios-X, a mesa do paciente move-se 8 milímetros. A seção colimada é de 5 milímetros. Qual é o PITCH?

Resposta:

$$\frac{8 \text{ mm}}{5 \text{ mm}} = 1,6: 1$$

Aumentando o pitch acima 1:1 aumenta o volume de tecido que pode ser imageado

em um determinado tempo. A capacidade para imagear um volume grande de tecido em um único fôlego respiratório é a principal vantagem da TC espiral. Isto é particularmente útil em angiografia TC, e em planejamento de tratamento de radioterapia, e imagem de pacientes não cooperativos.

A relação entre o volume do tecido imageado e o pitch é determinado como segue abaixo:

Tecido Imageado = Colimação X

Pitch X Tempo da Varredura

Note que o tecido imageado é um valor linear ao longo do eixo - Z, mas, nós pensamos que seja como o volume do tecido imageado. A tabela 6.1 mostra esta relação para um tempo de varredura fixado e uma seção de espessura fixada.

VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APREDENDO

Questão 2:

Quanto tecido pode ser imageados se a colimação é colocada para 8 milímetros, e o tempo de varredura é 25 segundos, e o Pitch é 1,5:1 ?

Resposta:

$$\begin{aligned} \text{Tecido imageado} &= 8 \text{ mm} \times 25 \text{ s.} \times 1.5 \\ &= 300 \text{ mm} = 30 \text{ cm} \end{aligned}$$

E se o tempo de rotação do gantry não é de 360° graus em 1 segundo? E se a capacidade de calor do tubo de Raio-X é limitado, pode ser necessário uma rotação lenta. Em tal situação a equação anterior torna-se:





Imagem do Tecido =

$$\frac{\text{Colimação} \times \text{pitch} \times \text{tempo de varredura}}{\text{Tempo de rotação gantry}}$$

TABELA 6.1

Imagem do tecido com mudança de Pitch

Seção				
Densidade (mm)	10	10	10	10
Tempo de Varredura	30	30	30	30
Pitch	1:1	1.3:1	1.6:1	2:1
Tecido Gerado (mm)	30	39	48	60

Se o tempo de rotação do gantry é aumentado para 1,5 segundos, a tabela 6.1 é mudada para tabela 6.2.

O uso da equação acima permitirá ao operador TC a computar o volume de tecido a ser imageado antes de começar o exame.

VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APREDENDO

Questão 3:

Quanto tecido pode ser imageado com 5 milímetros de colimação, um pitch de 1,6:1, e um tempo de varredura de 20 segundos para tempo de rotação do gantry de 2 segundos?

Resposta:

$$\text{Tecido imageado} = \frac{5 \text{ mm} \times 1,6 \times 20\text{s.}}{2 \text{ s.}} = 80 \text{ mm} = 8 \text{ cm}$$

TABELA 6.2

Imagem do tecido com Pitch mudado um tempo de rotação pórtico de 1.5 segundos.

Espessura da sessão (mm)	10	10	10	10
Tempo de Varredura	30	30	30	30
Tempo de rotação gantry (s)	1.5	1.5	1.5	1.5
Pitch	1:1	1.3:1	1.6:1	2:1
Tecido Imageado (mm)	20	26	32	40

Perfil de Sensibilidade da Seção.

Considere o perfil de sensibilidade (SSP) de uma seção de 10 milímetros obtida com uma varredura de TC convencional (figura 6.8). Se for colimado apropriadamente, este terá uma *largura completa na metade do máximo (FWHM)* de 10 milímetros. Alguns relatórios SSP têm *largura completa a um décimo do máximo (FWTM)*. Para um pitch de 1:1 a SSP é somente aproximadamente **10 % mais largo** do que na TC convencional. (figura 6.9). Para um pitch de 2:1 o SSP é aproximadamente **40% mais larga**; mas para um pitch de 3:1 o SSP é plana.

Do mesmo modo que o pitch influencia o SSP, também influencia o algoritmo de interpolação. A resolução no eixo - Z é pior para algoritmo de interpolação de 360° graus comparado com um algoritmo de interpolação de 180° graus por causa do SSP ser mais largo. (figura 6.10)



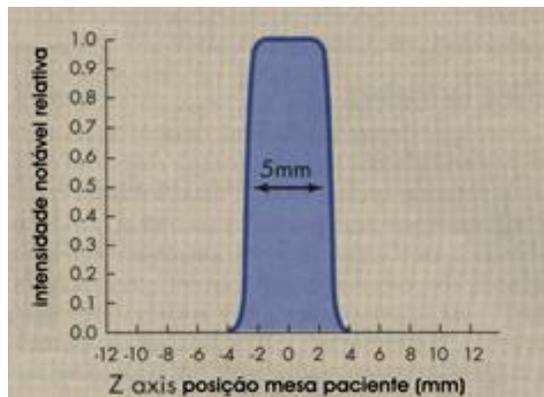


Fig. 6.8 O perfil de sensibilidade de seção para um scanner da TC convencional é quase um quadrado na borda do feixe de raios - X.

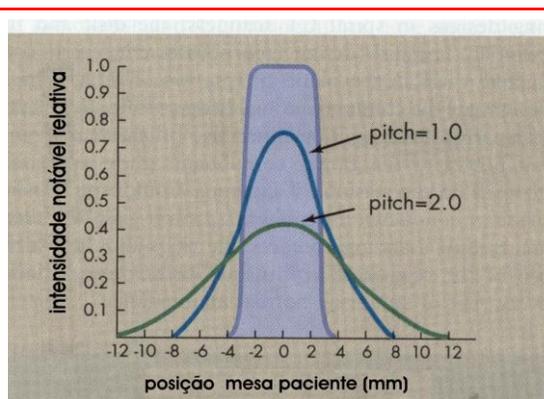


Fig. 6.9 O perfil de sensibilidade de seção para espiral da TC enlanguesce quando o pitch é aumentado.

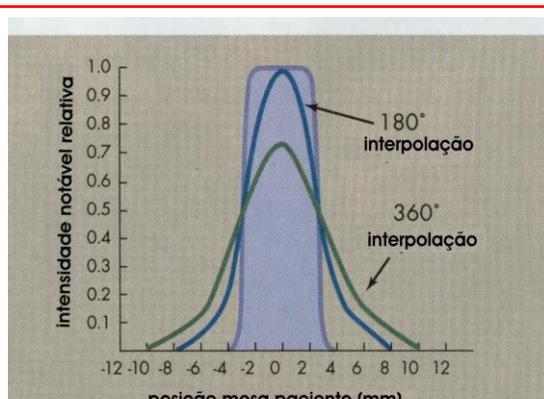


Fig. 6.10. O perfil de sensibilidade de seção é mais largo para interpolação em 360° graus do que em interpolação em 180°.

3. Projeto dos Scanner.

TC espiral foi feita possivelmente por tecnologia tipo anel deslizante (**Slip-Ring**). Os resultados de varreduras de tempo mais curto e mais volume de tecido imageado sem perder a qualidade da imagem foi também devido ao melhoramento nos tubos dos Raios-X, a seção de alta voltagem, e os detectores seriais.

Tecnologia Anel Deslizante (slip-ring)

Slip-Rings são dispositivos eletromecânicos que conduzem eletricidade e sinais elétricos através dos anéis e escovas por uma superfície rotativa sobre uma superfície fixa. Um anel tem a superfície lisa e o outro um anel com escovas que varre o anel liso. A TC espiral é possível devido uso da tecnologia slip-ring o qual permite o gantry a rotacionar continuamente sem interrupção. Lembre-se, o desempenho de varredura em TC convencional é realizada com pausa entre cada rotação do gantry. Durante a pausa a mesa do paciente é movida e o gantry é revolvido para a posição inicial.

Em um sistema gantry Slip-Ring, A eletricidade e os sinais elétricos são transmitidos através de anéis estacionários dentro do gantry que tornam possível a rotação contínua eliminando assim a necessidade de cabos elétricos. Existem dois anéis deslizantes na varredura da TC espiral, o disco e o cilindro. O formato do disco incorpora anéis condutores concêntrico no plano de rotação. O formato do cilíndrico tem anéis condutores colocados paralelamente ao eixo de rotação formando um cilindro. As escovas transmite energia para os componentes deslizantes do gantry e encaixes de contato deslizantes dentro dos anéis estacionários. Composto de escovas feita de material condutor (i.é., liga de prata-grafita) são usados como contato deslizante.



Os anéis devem durar igual à vida útil do scanner. As escovas devem ser trocadas a cada ano ou então durante a manutenção padrão.

Existem geralmente três anéis deslizantes dentro do gantry. Um fornece alta voltagem para o tubo de Raios-X e gerador de alta voltagem. O segundo fornece baixa voltagem elétrica para o sistema de controle dentro do gantry de rotação. O terceiro anel deslizante transfere dados digitais do detector serial rotacionário no caso de um scanner de terceira geração.

O formato dos anéis de alta voltagem difere entre os fabricantes. Uma aproximação gera alta voltagem fora do gantry. Neste formato de anel deslizante deve ser selado para que isole a transferência de até 150 kVp. Outra aproximação transfere uma baixa voltagem para o gantry rotacionando, onde é aumentado para a kVp desejada. Isto requer que os inversores e transformador sejam projetados a produzir alta força, mas que também deve ser bastante compacto para caber dentro do gantry de rotação.

O Intermediário entre as duas aproximações são projetos híbridos. A figura 6.11 mostra como deve ser compacto um gantry de rotação.

O Tubo dos Raios - X

Em um TC convencional o tubo dos raios - X é energizado para uma rotação, geralmente 1 segundo, a cada 6 a 10 segundos. Isto permite a um esfriamento do tubo entre os scanners. A TC espiral impõe uma demanda térmica considerável no tubo de Raios-X. O tubo dos Raios-X é energizado por até 30 segundos continuamente.

Por causa da rotação contínua e energização do tubo de Raios-X por tempos de exposição mais longos, maiores níveis de força deve ser mantido. A Maioria dos sistemas usa um tubo de Raios- X com dois pontos focais. O ponto focal menor é usado para exames de alta resolução, e o maior é usado para altas técnicas em estudos de anatomia. Alta capacidade de aquecimento e alta capacidade de resfriamento são marcas registradas de tubos de Raios-X designados para TC espiral.

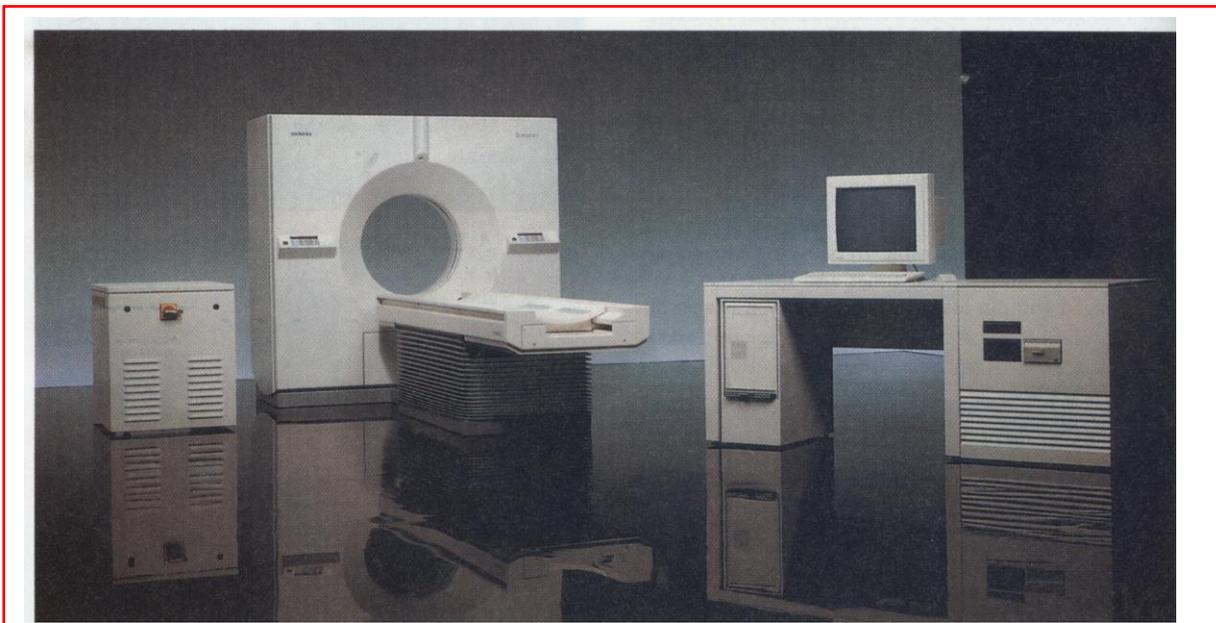


Fig. 6.11. O pórtico desta imagem da TC espiral contém um gerador de alta-voltagem, um Tubo de Raios-X, uma ordem detector, e controle de sistemas vasto.



Na TC espiral os tubos de Raios-X são muito largos. Eles têm anodo com capacidade de aquecimento de 25 MHU ou mais. Menos do que 3 MHU é inaceitável. Os tubos de Raios-X da TC espiral têm uma taxa de resfriamento de 1 MHU por minuto.

As características limites da varredura espiral da TC são os pontos focais designados e a taxa de dissipação de calor. O ponto focal pequeno deve ser um projeto de engenharia bom. Fabricantes criam algoritmo de **ponto-focal de resfriamento** para prever os estados térmicos dos pontos focais e para ajustamento do mA adequadamente.

O tubo de Raios - X na figura 6.12 é projetado especialmente para TC espiral. Deste tubo de Raios-X espera-se durar pelo menos 50.000 exposições, o qual aproximadamente é uma vida do tubo de Raios-X na Tomografia Computadorizada convencional.

Detectores dos Raios - X.

A eficiência dos detectores serial dos Raios - X reduz a dose no paciente, permite tempos

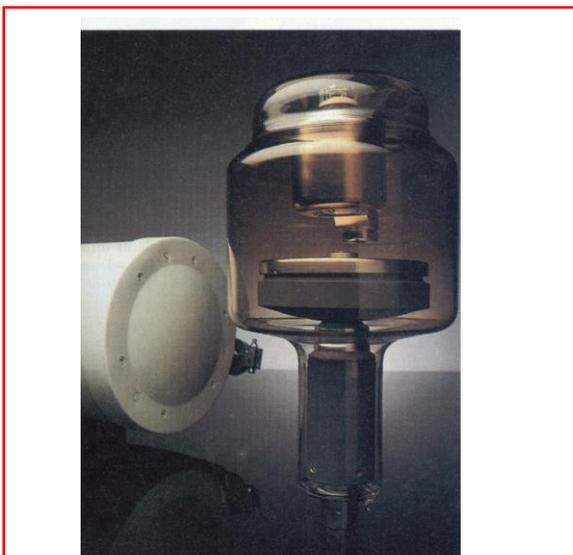


Fig. 6.12, este tubo de Raios-X é projetado especialmente para TC espiral. Ele tem disco de 15 cm de diâmetro, o qual é 5 cm grosso com uma capacidade de calor de anodo de 1.8 MHV.

de varredura mais rápidos, e melhora a qualidade da imagem pelo o aumento na razão sinal-ruído. Projetos de detectores seriais são especialmente críticos para TC espiral. A eficiência global para serial de estado sólido é aproximadamente 80%, enquanto que para detector cheio de gás é de aproximadamente 60%. Consequentemente o estado sólido é o preferido para detector serial.

Gerador de Alta-Voltagem.

As limitações da colocação de gerador de alta voltagem são as mesmas daqueles para tubos de Raios-X. Em um scanner da TC espiral corretamente projetada os dois devem ser casados para a capacidade máxima. Aproximadamente 50 kW de energia são necessárias.

O gerador de alta voltagem projetado para caber dentro do gantry de rotação era realmente um desafio. Projetando uma voltagem alta isolando os anéis deslizantes eram igualmente desafiantes. Ambos os projetos foram adequados.

4. Seleção Técnica.

O radiologista e o operador da TC têm mais decisões a tomar e mais trabalho a fazer em TC espiral. A principal vantagem para TC espiral é a capacidade para imagear grandes volumes da anatomia em um só suspiro de respiração. Entretanto, a capacidade do paciente em manter a respiração parada determina os parâmetros selecionados na varredura.

O volume de tecido imageado é determinado pelo o tempo de exame, tempo na mesa, pitch, e colimação. Adicionalmente, deve ser selecionado tempo de rotação, algoritmo de reconstrução, intervalo de reconstrução, e salto com atraso na varredura.





Tempo de exame.

A maioria das varreduras das TC espiral podem imagear em até 60 segundos continuamente. A maioria dos pacientes pode segurar a respiração por 40 segundos. Outros somente por 20 segundos. Então, se um requer 45 segundos de imagem como mostra a figura 6.13 A, pode ser necessário saltar o scanner como na figura 6.13 B, com 10 segundos de atraso entre varreduras para permitir o paciente a respirar.

Resolução no eixo - Z.

Dependendo do requerimento de resolução espacial do exame, a resolução no eixo - Z deve ser especificada pela seleção técnica. A resolução transversa é determinada pela matriz de reconstrução. A resolução longitudinal (Eixo - Z) é determinada por vários fatores técnicos que devem ser pré-selecionados.

Quando a resolução no eixo - Z requerida é alta, deverá ser selecionada colimação de seção fina. A resolução alta no eixo - Z também requer seleção de baixo pitch, movimento lento da mesa, e reconstrução de interpolação de 180° graus.

Exames requeiram resolução alta no eixo-Z são aqueles que atentam para imagens de estruturas pequenas tal como calcificações pulmonares e artérias cheias de contraste como em TC angiográfica. Resolução normal deveria ser requerida para imagens de órgãos tal como fígado, baço e rins.

A (tabela 6.3) mostra fatores técnicos representativos para resolução alta e resolução normal em exames de TC espiral.

Para ter certeza de estar cobrindo a anatomia requerida uma carta tal como na tabela 3.6 devera ser construída. O número em cada caixa mostra o comprimento da anatomia a

ser imageada. Uma tabela diferente deve ser montada para cada tempo de varredura.

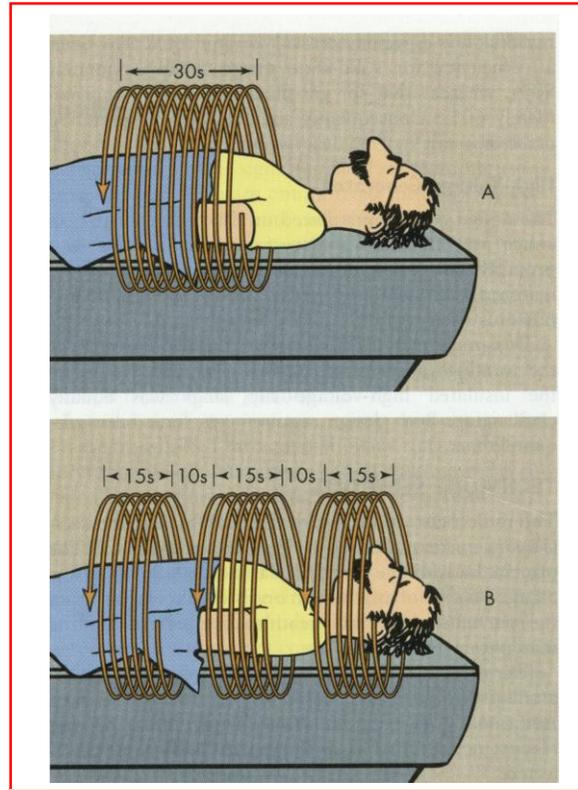


Fig. 6.13, A) Maioria dos exames da TC espiral podem ser completas em uma única parada na respiração. B) Quando a respiração do paciente é limitada, a técnica de pausa ou salto na varredura deve ser selecionado.

TABELA 6.3

Fatores de Técnica Representativos para imagens de nódulos de pulmões e células renais.

	Nódulos de pulmões	Células renais
Densidade em Fatias (mm)	2 mm	10 mm
Pitch	1:1	2:1
Movimento da mesa (mm)	2 mm	5 mm
Rotação pórtico	1.0	1.5



Reconstrução.

Para imagem de alta resolução, é requerida uma interpolação de 180° graus. Imagens transversas, imagens reformatada longitudinalmente, ou ambas podem ser requeridas. Se uma imagem longitudinalmente reformatada é requerida, podemos escolher vinda do mostrador de volume modelador, do mostrador de superfície modeladora, ou TC angiografia.

5. Características da Imagem.

A qualidade da imagem em TC espiral é medida por resolução espacial ou resolução de contraste, as quais são comparadas com a TC convencional. Visto que o número de detectores, espaço entre os detectores, e numero de projeções no plano do scanner são geralmente as mesmas como aquelas na TC convencional, a resolução não plana são também os mesmos.

Contudo, embora a SSP seja pior na TC espiral, pode haver notável melhoria na resolução espacial no eixo – Z porque não há lacunas (gap) nos dados e a reconstrução de imagem pode ser feita em qualquer posição ao longo do eixo – Z. As imagens reconstruídas podem algumas vezes se sobrepor.

Sobreposição de Imagens.

Considerando um nódulo de pulmão calcificado como na (figura 6.14). Com uma TC convencional, o nódulo pode não aparecer se este é deixado em uma seção de interface. Pela sobreposição a reconstrução da imagem transversa, o nódulo pode ser trazido para dentro da meia-seção acompanhada de um melhoramento na resolução de contraste.

Além da sobreposição de imagens transversas

para melhorar a resolução de contraste, a TC espiral sobressai na **Formação Multiplanar tridimensional (MPR)**. As imagens transversas são empilhadas para formar dados tridimensionais fixos podendo ter a imagem fixa em muitos modos. Os seguintes algoritmos tridimensionais **MPR** mais frequentemente usados são: (1) **Projeção de intensidade máxima, (MIP)**, (2) **mostrador sombreado plano (SSD)** e (3) **quantidade sombreada mostrada (SVD)**.

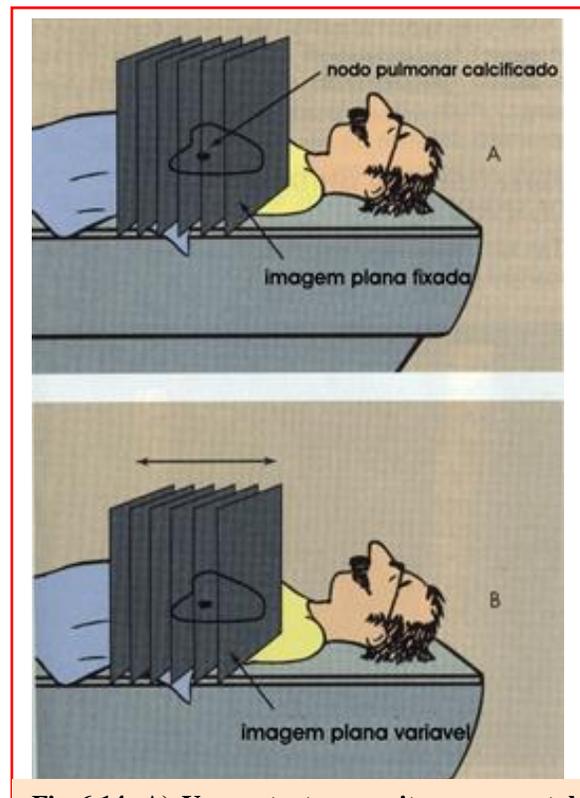


Fig 6.14, A) Uma estrutura muito pequena tal como um nódulo pulmonar será imageada pobremente por TC convencional se o nódulo for para seção de interface. **B)** Uma TC espiral sobrepondo 50 % pode ser executada na reconstrução para melhorar a resolução de contraste.

Projeção de Intensidade Máxima-MIP

A MIP reconstrói uma imagem selecionando o valor do pixel mais alto ao longo de qualquer linha arbitrária por meio dos dados





colocados e exibindo apenas os pixels daqueles dados (figura 6.15). Imagens MIP são amplamente usadas em angiografia de TC (CTA) porque elas podem ser reconstruídas rapidamente.

Apenas cerca de 10% dos pontos de dados em três dimensões são usados. O resultado pode ser uma imagem tridimensional de alto contraste dos vasos cheios de contraste (figura 6.16). Na maioria das estações de trabalho no computador a imagem pode ser girada para mostrar características tridimensionais.

MIP é a forma mais simples da imagem tridimensional. Ela fornece excelentes diferenciações da vasculatura dos tecidos em redor, mas a falta de profundidade dos vasos visto que os mesmos não estão mostrados. Isto é acomodado um pouco através da rotação de imagem. Vasos pequenos que passam obliquamente através do voxel podem não ser imageado por causa do cálculo médio do volume parcial.

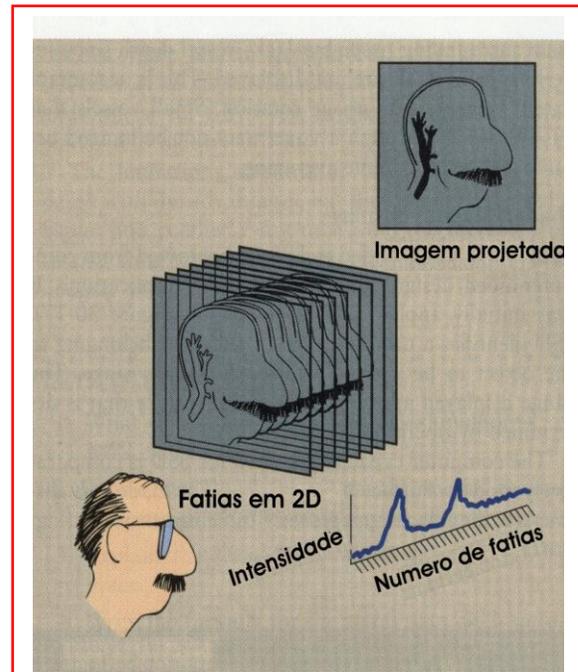


Fig 6.15. Na MIP reconstrução criada em imagem 2D vinda de 3D dados fixos. O resultado é uma angiografia da TC.

A



Fig. 6 16, A) Imagem transversa TC com contraste aumentado através do círculo de Willis. **B)** Imagem reconstruída MIP 3D com corte de 2 mm correspondente.





Exibição de Superfície Escurecida.

SSD é uma técnica assistida por computador emprestado do computador de desenhos assistidos por computador e aplicações industriais. Este foi aplicado inicialmente nas imagens ósseas (figura 6.17). SSD identifica uma faixa estreita de valores como pertencentes a objetos a ser imageado e mostra que há alcance.. A faixa exibida aparece como um órgão plano que é determinado por valores selecionados pelo operador.



Fig. 6.17 SSD foi a primeira a aplicação no osso gerando em trauma de pacientes. A, A rápida projeção scaneada radiográfica foram seguidas por B, sagital e coronal reconstrução de uma TC espiral. (Cortesia Elscint.)

A capacidade calculada necessária para SSD é relativamente modesta. Limite do plano pode ser feito muito distintivo; a imagem aparece muito tridimensionalmente. (figura 6.18).

SSD aparece um pouco escurecida em profundidade por causa das estruturas dentro ou atrás do plano não serem mostradas. SSD é muito sensível faixa de pixel para o operador selecionar, o qual pode gerar anatomias atuais de estruturas difíceis.

6. Vantagens e Limitações da TC espiral.

As vantagens e limitações de TC espiral são resumidas na tabela 6.4.

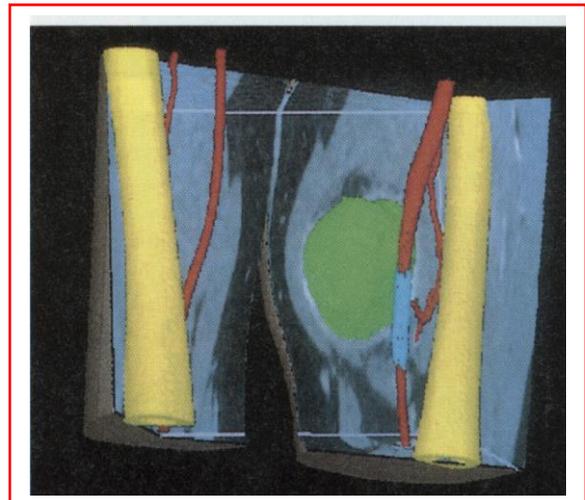


Fig. 6.18, Imagem plana escurecida de uma artéria femoral depois AV fistula e inserção enxerta stent, o qual mostra uma pseudoaneurismo. (Cortesia Elscint.)





TABELA 6.4

Características da TC espiral.

Vantagens**Como / Porquê**

Nenhum artefato de movimento	Remove inscrição respiratória errada.
Melhora a lesão descoberta	Reconstrói a intervalos arbitrários.
Redução parcial de volume	Reconstrói a intervalos sobrepostos. Reconstrói intervalos scaneados menores.
Contraste aperfeiçoado IV	Dados obtidos durante o cume aumentado. Volume reduzido de agente contrastado.
Imagens configuradas do paciente aumentam o processamento	Qualidade de reconstrução mais alta Redução do tempo de varredura.

Limitações

Aumento no ruído da imagem	Precisa de tubo de Raio-X maior.
Redução/-axis resolução	Aumento com pitch.
Tempo de processamento aumentado	Mais dados, mais imagens.





QUESTÕES DE REVISÃO

- 1- Qual é a vantagem de exames em TC sobre exames MRI?
- 2 - Defina Interpolação. Discuta o programa especial chamado de algoritmo de *interpolação*?
- 3 – Explique o termo *interpolação linear para 180° graus*.
- 4 – Escreva a formula para a varredura espiral para relação pitch.
- 5 – Usando a tabela 1, que é a quantidade de tecido gerado com seção de densidade de 10mm, tempo de varredura de 30 segundos, e pitch de 1.6:1?
- 6 – Escreva a formula para o tecido gerado que inclui o tempo de varredura e o tempo de rotação p^órtico.
- 7 – Quando imaginamos 40 cm de tecido em 25 s. com uma fatia densa de 8 mm., qual seria o pitch se o tempo rotação p^órtico é de 1.5 segundos?
- 8 - Explique porque a tecnologia Slip-Ring contribui para o desenvolvimento da TC espiral
- 9 – Que especial característica são requeridas do tubo de são requeridas do tubo de Raio-X da TC espiral?
- 10 – Porque a ordem detector em estado sólido prefere sobre o detector de gás cheio?
- 11 – O volume de tecido gerado em TC espiral é determinado por qual seleção técnica?
- 12 – Quais exames requerem alta resolução Z-axis?
- 13 – Defina Reforma^ço Multiplanar (MPR).
- 14 - Discute o conceito de proje^ço intensiva máxima (MIP).
- 15 – Liste as vantagens e limita^çoes da TC espiral na varredura.



APENDICE – A

ANATOMIA – Aspectos Anatômicos e Morfofuncionais de Referência

Para uma adequada e padronizada descrição do corpo são considerados os seguintes sistemas de referência: Posição e direção, planos, cavidades e unidades estruturais.

Posição e Direção

Para as descrições de direção e posição do corpo, deve-se considerar que o corpo esteja na seguinte posição anatômica: em pé olhando para frente com os braços lateralmente dispostos, com as palmas das mãos voltadas para frente e polegares apontando em direção oposta à do corpo. Nessa posição, são consideradas as seguintes direções:

- **Superior ou cranial:** referente à região acima (p.ex. o queixo é superior ao pescoço);
- **Inferior ou caudal:** referente à região abaixo (p. ex. a perna é inferior ao joelho).
- **Anterior ou ventral:** referente à estrutura situada na frente (p. ex. as mamas são anteriores às costelas).
- **Posterior ou dorsal:** referente à estrutura situada atrás (p. ex. o esôfago é posterior à tranquilidade);
- **Cefálico:** referente à estrutura próximo à cabeça (p.ex.: a região cervical é cefálica à região torácica);
- **Proximal:** referente à estrutura próxima ao ponto de inserção ou de origem de determinado seguimento (p. ex. o

cotovelo é proximal ao ombro e o punho é proximal ao cotovelo)

- **Distal:** referente à estrutura distante do ponto de inserção ou de origem de determinado segmento (p. ex. o punho é distal ao cotovelo e o cotovelo é distal ao ombro);
- **Superficial:** referente à estrutura na superfície externa ou próxima a ela;
- **Profundo:** referente à estrutura distante ou oposta à superfície externa;
- **Medial:** referente à estrutura próxima ao plano mediano
- **Lateral:** referente à estrutura distante do plano mediano

Planos

Os planos usados na referência anatômica são os seguintes:

Sagital mediano – Refere-se ao plano que divide o corpo verticalmente em duas metades – a direita e a esquerda.

Sagital – Refere-se a qualquer plano vertical paralelo ao plano mediano, que divide o corpo em porções direita e esquerda.

Transversal ou horizontal – Refere-se ao plano que divide o corpo em porções superior e inferior.

Frontal ou coronal – Refere-se ao plano vertical e perpendicular, em ângulo reto ao plano sagital, que divide o corpo em porções anterior (ventral) e posterior (dorsal).



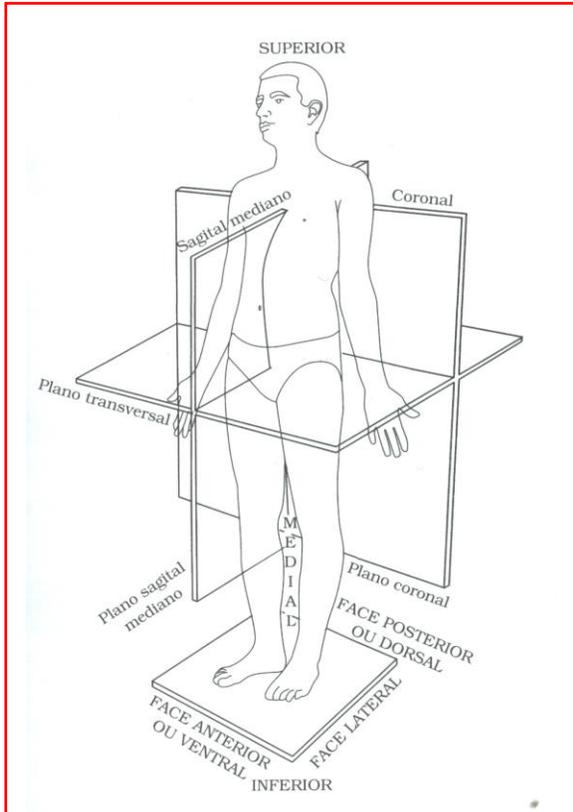


Fig. 1 – Posição anatômica com planos ou sistemas de referência

- Cavidade torácica (superior);
- Cavidade abdominopélvica ou peritoneal (inferior);

A coluna torácica por sua vez, subdivide-se em:

- Cavidades pleurais (direita e esquerda), as quais alojam os pulmões

A cavidade abdominopélvica, separada da torácica pelo diafragma, divide-se em:

- Cavidades abdominal (superior);
- Cavidade pélvica (inferior).

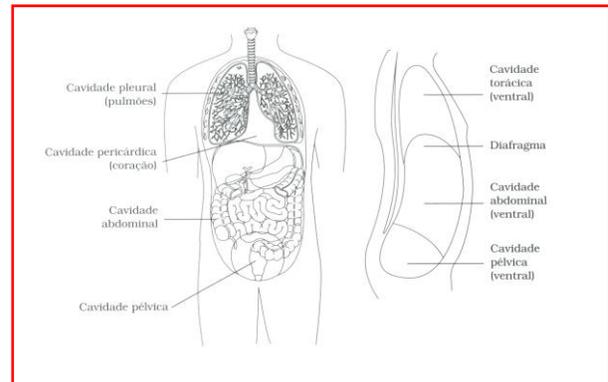


Fig. – 2 As cavidades do corpo com suas divisões

Cavidades

Na descrição da organização do corpo, o termo cavidade é considerado o terceiro sistema anatômico de referência. Nessa descrição são consideradas as cavidades dorsal e ventral, as quais se subdividem em cavidades menores da seguinte maneira:

- Cavidade craniana (encéfalo);
- Cavidade espinhal ou vertebral (medula espinhal)

As cavidade ventral se subdivide em:



APENDICE – B

AGENTES DE CONTRASTE

Os agentes de contrastes (ou meios de contrastes) são substâncias utilizadas para transitoriamente acentuar a diferença da densidade entre as regiões de determinado órgão ou tecido, esteja normais ou acometidos por alguma patologia.

Podem ser hidrossolúveis ou lipossolúveis (menos usados), devem possuir baixa toxicidade, ser facilmente eliminados pelo organismo e proporcionar satisfatório efeito de atenuação dos raios – X (radiopacidade).

Os agentes de contrastes mais comuns são iodo e o bário, em formulações diversas direcionadas para usos específicos.

Os contrastes iodados estão disponíveis em formulações denominadas iônicas e não iônicas. Os não iônicos são mais caros, porém proporcionam maior segurança à administração, pois sua composição química é menos propensa a produzir reações.

O sulfato de bário só pode ser administrado por via oral ou retal, pois possui alto efeito irritante. Pode provocar artefatos nas imagens de TC, quando presentes em altas concentrações (raramente usados).

Há atualmente soluções à base de bário (baritados) que podem ser administradas por via oral para a realização de exames tomográficos. Porém, sua administração é contra – indicada em casos de suspeita de perfuração de víscera ocas (risco de peritonite) ou quando há risco de aspiração do contraste pelo paciente, atingindo a árvore traqueobrônquica.

Embora existam linhas gerais para orientar a forma de uso do meio de contraste, cada ser-

viço de radiologia tem seus próprios protocolos de administração, seja do contraste iodado endovenoso seja da solução de contraste administrativo por via oral. No entanto, os seguintes princípios são geralmente aceitos:

- A injeção rápida é melhor opção que a infusão lenta. Preferencialmente, deve-se usar a bomba de infusão, sobretudo nos casos em que o início da aquisição dos cortes deve se dar precocemente (TC helicoidal).

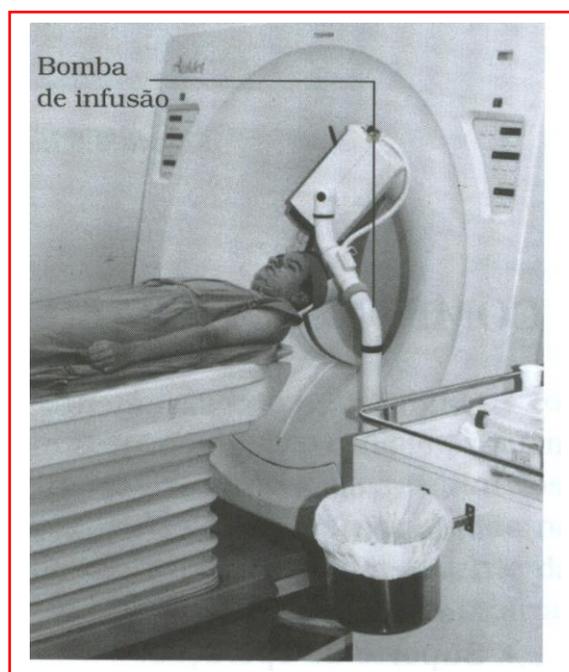


Fig. – 1 Bomba de infusão. Esta bomba conectada ao tomógrafo permite, por meio de um painel de controle, comandar a injeção de contraste por via endovenosa, utilizando seringa apropriadas.

- Pacientes com história prévia de reação ao contraste devem receber preferencialmente contraste iodado não – iônico
- Pacientes com patologias pélvicas neoplásicas ou inflamatórias devem receber solução de contraste por via retal;



- Bergener e Hamlim (1981) determinaram três fases de impregnação do agente de contraste nos tecidos corporais:
 - **Fase de bolo:** nesta fase há uma grande concentração de iodo tão somente no sistema arterial, coincidindo aproximadamente com o final da injeção. Com o advento da tomografia helicoidal foram determinados tempos ótimos de início da aquisição após o início da injeção, distintos para cada órgão que se queira estudar.
 - **Fase pré – equilíbrio:** evidencia-se a diferença de concentração do iodo nos sistemas arterial e venoso, ocorrendo cerca de um minuto após o início da injeção;
 - **Fase de equilíbrio:** não há diferença significativa de impregnação entre os sistemas arteriais e venosos; ocorre aproximadamente dois minutos após a injeção.

Os graus de impregnação estão diretamente relacionados ao volume de contraste administrado.

Vias de Administração

Os contrastes usados em tomografia computadorizada podem ser administrados mais comumente pelas vias endovenosa, oral, intratectal, intra-articular e entérica. Outras vias menos comuns podem ser usadas, dependendo da finalidade do exame (administração por cateteres ou por fistulas). Abordaremos com maior detalhe as vias endovenosa e oral, de uso mais frequente.

Via Endovenosa

Preparo

- Jejum a critério médico (geralmente 4 a 6 horas)
- Medicação antialérgica, se necessário (corticoide, anti-histamínico).

Cálculo da Quantidade do Agente de Contraste Endovenoso

É feito com base no peso do paciente

- Adultos: 1,5 a 2 ml/kg
- Crianças:
 - RN: 3 ml/kg (contraste não-iônico);
 - 1 mês a 2 anos: 2 ml/kg (contraste não – iônico);
 - maiores de 2 anos: 1 ml/kg; dose máxima de 50 ml.

Reações possíveis

- Vômitos
- Náuseas
- Xerostomia (boca seca)
- Espirros
- Rubor facial
- Lesões cutâneas urticariformes
- Hipotensão
- Sensação de calor corporal (que geralmente cessa no final da injeção).
- Broncoesparmos
- Edema de glote

Contra – indicações do uso do contraste iodado endovenoso

- Asma grave;
- História de alergia ao iodo (frutos – do-mar, tintura de cabelo, etc.)
- Cardiopatia grave
- Hepatopatia grave



- Insuficiência renal.
- Uso de metformina (hipoglicemiante oral; nomes comerciais: Glifage, Glucophage.)
- Paciente portador de miastenia gravis.
- Paciente portador de feocromocitoma.
- Paciente portador de mieloma múltiplo.
- Paciente gravemente desidratado.

Nos casos de história de reação alérgica ao contraste, é possível minimizar a reação com o uso de medicação antialérgica prescrita pelo médico (corticoide por via oral desde dois dias antes do exame e corticoide, por via endovenosa, imediatamente antes do exame).

Caso o paciente apresente reações moderadas ao contraste durante o exame (geralmente nos primeiros 5 minutos). Pode-se administrar medicação antialérgica conforme prescrição médica e tentar continuar o exame com observação atenta do paciente.

Reações tardias podem ocorrer, devendo o paciente ser corretamente orientado a procurar serviço médico de urgência caso apresente alguma reação incomum tardiamente.

Classificação das Reações ao Contraste.

Leves

- Todas as reações cutâneas (não inclui sensação de calor).
- Sem necessidade de tratamento.

Moderadas

- Lesões cutâneas urticariformes, hipotensão, edema palpebral, de lábios e laringe.
- Requerem tratamento ambulatorial.

Graves

- Hipotensão grave, dispnéia grave, edema de glote, parada cardiorrespiratória.
- Há risco de vida.
- Requerem tratamento de urgência.
- Há necessidade de internação hospitalar.

Outras Reações

- Flebite, edema de membros por extravasamento de contraste, etc.
- Tratamento sintomático.

Via Oral.

Preparação da solução de meio de contraste para administração por via oral.

- Agente de contraste por via oral é preparado a 2 ou 3% (para cada 1 litro de água, 20 ou 30 ml do agente de contraste iodado).
- Prepara-se 1.600 a 2.000 ml da solução, devendo-se orientar o paciente a ingerir aproximadamente 200 ml a cada 5 ou 10 minutos, dependendo do grau de aceitação. Em pacientes na vigência de náuseas ou vômitos, pode-se aumentar o intervalo de ingestão e reduzir a quantidade para 100 ml de cada vez. Em casos de vômitos graves, o contraste deve ser administrado através de sonda nasogástrica, introduzida por médico ou enfermeiro se necessário, a sonda pode ser introduzida por via endoscópica (em caso de tumores esofágicos, por exemplo).



Diretrizes para administração de Agentes de Contraste.

- O médico responsável pelo exame determinará a necessidade do uso de meio de contraste, o tipo de contraste a ser usado (iônico ou não-iônico), a quantidade e a necessidade de administração de contraste por outras vias (oral, retal).
- Nunca utilizar doses de contraste maiores que os limites seguros definidos por estudos estatísticos.
- Doses preconizadas (podem variar de acordo com a orientação do médico responsável).
- Crânio adulto (contraste iodado por via endovenosa):
 - 1,5 até 2 ml/kg;
 - 80 ml de meio de contraste endovenoso geralmente são suficientes.
- Crânio infantil (contraste iodado por via endovenosa):
 - RN: 3 ml/kg (contraste não iônico);
 - 1 mês a 2 anos: 2 ml/kg (contraste não-iônico);
 - maiores de 2 anos: ml/kg; dose máxima de 50 ml.
- Abdome adulto:
 - meio de contraste via oral em solução preparada a 2 ou 3% de contraste iônico (para cada 1 litro de água adicionar 20 ou 30 ml de contraste iodado). Tomar 1,5 a 2 litros da solução, ao longo de aproximadamente uma hora. Dependendo das condições clínicas do paciente e da aceitação, pode-se administrar 200ml a cada 5 ou 10 minutos em casos de vômitos associados ou pacientes debilitados;
 - endovenoso (iônico ou não-iônico): de 1.5 a 2 ml/kg; 150 ml de meio de contraste é suficiente na maioria dos casos.
- Abdome infantil:
 - contraste via oral (solução a 2% de contraste iodado);
 - até 6 meses é necessário o uso do contraste não-iônico na solução;
 - menores de 8 meses: 150 ml da solução.
 - entre 8 meses e 2 anos; 250 ml da solução;
 - maiores de 2 anos: 400 ml da solução;
 - adolescentes: 800 ml da solução;
 - contraste endovenoso;
 - RN: 3 ml/kg (contraste não-iônico);
 - 1 mês a 2 anos: 2 ml/kg (contraste não-iônico);
 - maiores de 2 anos: 1 ml/kg (máximo de 120ml).
- Tórax adulto (contraste endovenoso):
 - 1,5 ml/Kg. (máximo de 2 ml/Kg.);
 - 120 ml (estudo do aorta);
 - 100ml para outros estudos, genericamente.
- Tórax infantil (contraste endovenoso):
 - RN: 3 ml/kg (contraste não-iônico);
 - 1 mês a 2 anos: 2 ml/kg (contraste não-iônico);
 - maior de 2 anos: 1 ml/kg.
- Adultos:
 - coluna vertebral, bacia, articulação coxo femoral e membros;
 - uma pequena parcela dos exames é realizada com uso de meio de contraste endovenoso;
 - 1,5 ml/Kg. (máximo de 2 ml/Kg.);
 - 80 a 100 ml de meio de contraste.
- Crianças:
 - calcular pelo peso, assim como nos casos de exames de tórax ou abdome.



APENDICE – C

ANESTESIA E SEDAÇÃO.

Para realizar um exame de boa qualidade são necessários o posicionamento correto e imobilidade do paciente.

Há casos em que o paciente está impossibilitado de colaborar e manter-se imóvel durante o exame, como por exemplo:

- pacientes pediátricos;
- pacientes agitados;
- pacientes com confusão mental;
- pacientes com dor imensa;
- pacientes com claustrofobia;
- pacientes com suporte respiratório (respiração artificial ou outros dispositivos);
- pacientes com movimentos involuntários;
- pacientes alérgicos.

Nesses casos é essencial a atuação do anestesiológico, que é responsável pela anestesia do paciente, desde a sedação leve até uma anestesia geral, dependendo da necessidade do caso.

As informações acerca do paciente (peso, idade, história alérgica, tempo de jejum, medicamentos em uso, estado clínico do paciente, objetivo do exame e o tempo provável de duração deste) devem estar disponíveis para o angiologista antes do início do procedimento.

Independentemente do tipo de anestesia, devem estar sempre preparados para o uso, verificados e testados, os seguintes equipamentos, em local de fácil acesso:

- aparelhos de aspiração, de ventilação e de entubação;
- carrinho de emergência, com drogas vasoativas;

- fonte de oxigênio(cilindro ou tubulação)

Uma boa monitoração é sempre necessária (monitoração cardíaca, de pressão arterial, oximetria de pulso).

Independentemente da sedação ser feita por via inalatória ou endovenosa, sempre deve haver acesso venoso já pronto, caso seja necessária a administração de meio de contraste ou a injeção de drogas vasoativas no caso de reação adversa.

APENDICE – D

FILMES E ARTEFATOS DE IMAGEM

Os filmes são muito sensíveis, e deve-se tomar todo cuidado ao manuseá-los, guardando-os em local seco, em posição vertical, com pouca claridade e fora do alcance de qualquer fonte de calor, de preferência dentro de câmara escura.

Deve-se estar atento ao correto posicionamento dos filmes tomográficos nos magazines. Em geral são colocados com o lado brilhante para baixo, sendo essa posição orientada pela disposição de picotes na borda de um dos lados do filme que podem ser sentidos ao tato.

Antes do manuseio deve-se lavar e secar as mãos, para evitar a presença de digitais nas películas (artefato). É aconselhável “folhear” levemente as películas para se desfazer algum eventual ponto de aderência, evitando-se que os filmes se enrosquem durante o processo de revelação.

Artefatos.

São considerados artefatos quaisquer distúrbios na nitidez das imagens.

Podem ser provocados pelos mais diversos fatores, entre eles:





- movimentação do paciente (tremores, “tiques”);
- deglutição;
- respiração;
- pulsação vascular;
- peristaltismo;
- interferência por objetos metálicos (grampos, próteses, obturações dentárias, etc.);
- falha nos detectores ou problema de calibração do aparelho;
- presença de Bário no tubo digestivo (resíduo de exames anteriores);
- pingos de contraste iodado nas mesa, no *gantry* ou na área de estudo;
- artefatos de “endurecimento” do feixe;
- posicionamento incorreto ou escolha errada de protocolo de exame;
- densidade óssea;
- gás;
- sombra (costela);
- outros artefatos.



Fig. – 1 Artefato por respiração e movimento

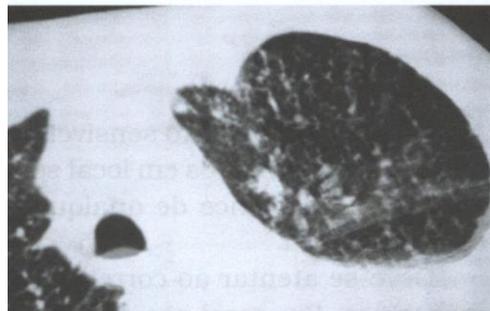


Fig. – 2, Artefato por respiração e movimento.

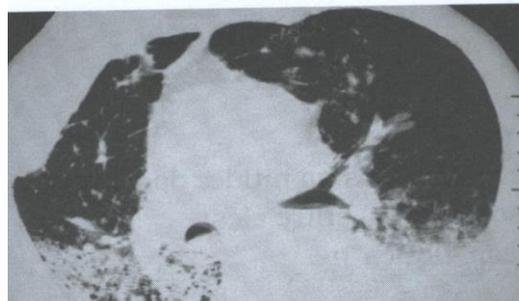


Fig. – 3 Artefato de respiração

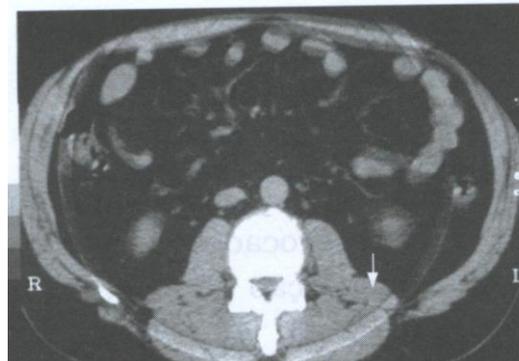


Fig. – 4, Artefato por falha de detector mais respiração.



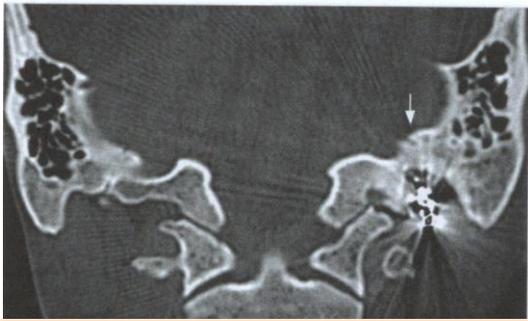


Fig. – 5, Artefato metálico.

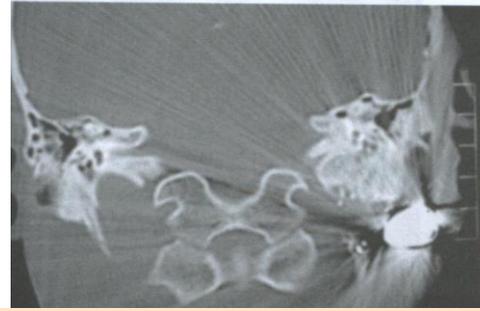


Fig. – 8, Artefato metálico (FAF).

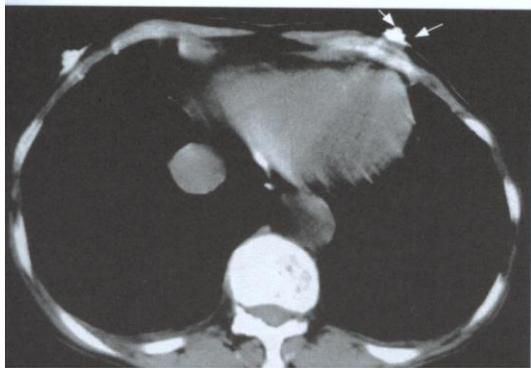


Fig. – 6, Artefato metálico (strikes-eletrodos).



Fig. – 9, Artefato metálico (FAF).

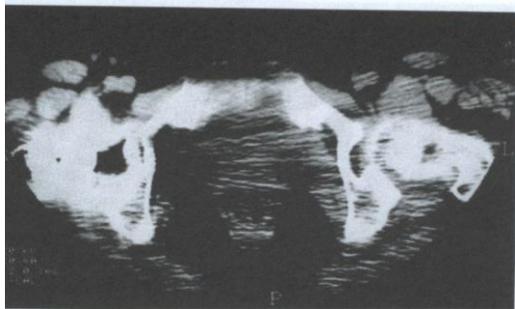


Fig. – 7, Artefato metálico (prótese coxofemoral)

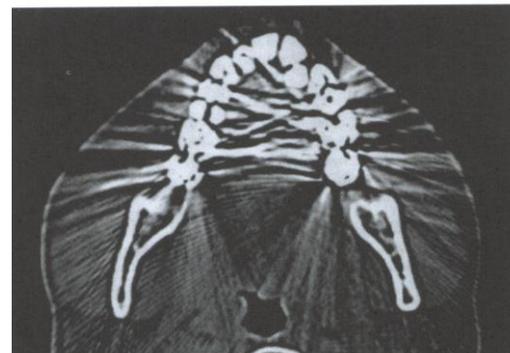


Fig. – 10, Artefato metálico.(obturações)



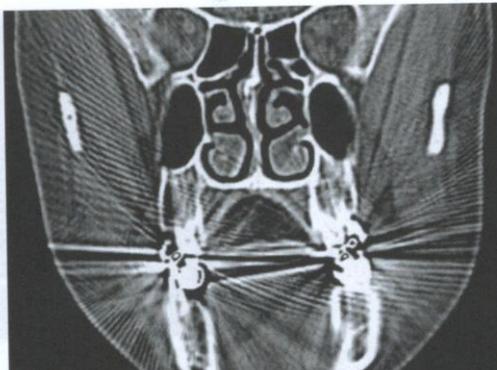


Fig. – 11, Artefato metálico.(obturações)

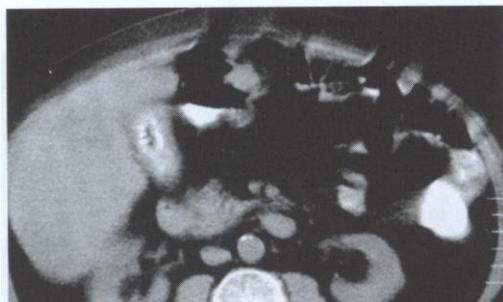


Fig. – 12, Artefatos: Interface no cólon (densidades diferentes).



Fig. – 13, Artefato (interface)

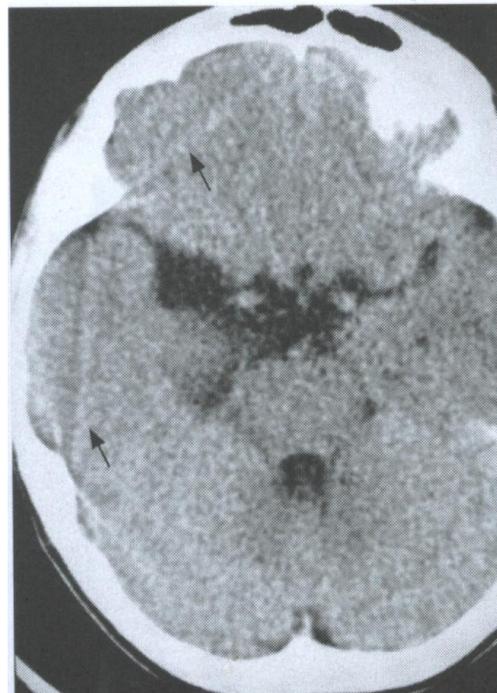


Fig. – 14, Artefato de interface / ponta.

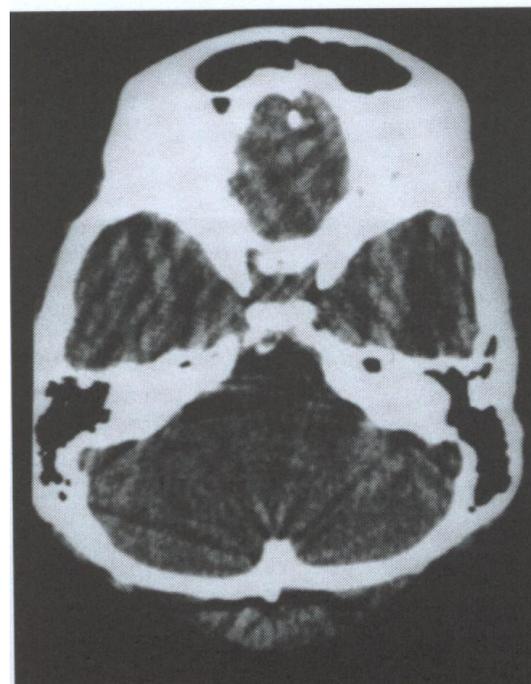


Fig. – 15, Artefato de interface / ponta.



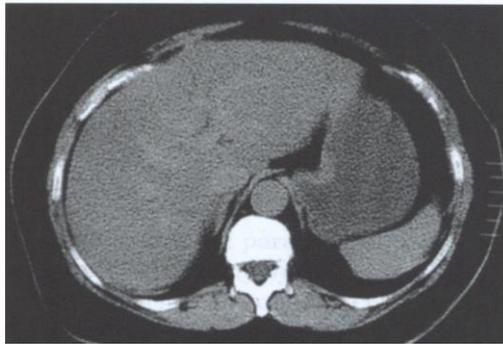


Fig. – 16, Artefato de granulação (janela muito fechada).

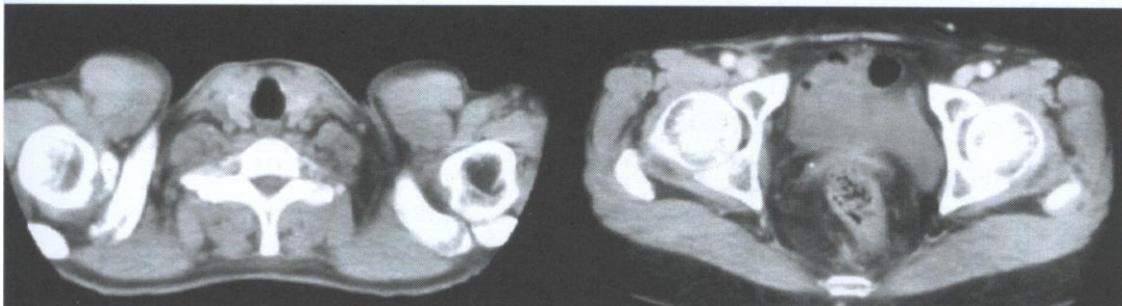


Fig. – 17, Artefato de grandes ossos.



Fig. – 18, Artefato por adesão de duas imagens.



APENDICE – E

TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Tomografia computadorizada

Nos atuais tomógrafos computadorizados, um tubo de raios-X emite um feixe de radiação de forma laminar e de espessura muito fina, da ordem de milímetros, que atravessa o paciente indo sensibilizar um conjunto de detectores. Estes, por sua vez, se encarregam de transmitir o sinal em forma de corrente elétrica de pequena intensidade a um dispositivo eletrônico responsável pela conversão dos sinais elétricos em dígitos de computador.

Para que a imagem possa ser interpretada como uma imagem anatômica, múltiplas projeções são feitas a partir de diferentes ângulos. O computador de posse dos dados obtidos nas diferentes projeções constrói uma imagem digital representada por uma matriz. Cada elemento de imagem da matriz (pixel) se apresentará com um tom de cinza correspondente à sua densidade radiológica. A escala proposta por Hounsfield e largamente utilizada nos equipamentos atuais, associa as densidades das diferentes estruturas anatômicas a um grau específico na escala de cinza.

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.

A Imagem em Matriz

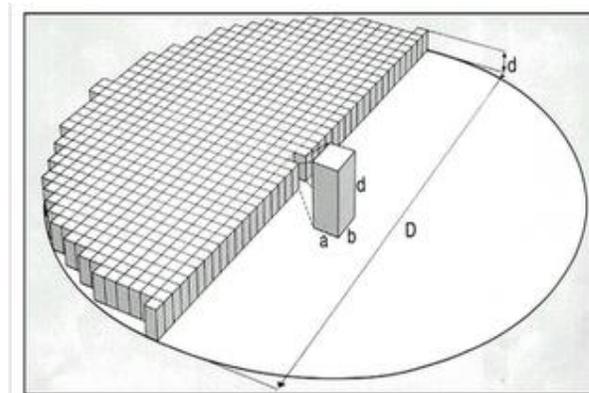
Por matriz, entendemos um arranjo de linhas e colunas.

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.

Representação do Voxel



Para que a imagem de tomografia possa ser reconstruída de forma a demonstrar as estruturas em sua forma real, faz-se necessário, múltiplas tomadas de dados em diferentes ângulos de projeção. A partir dos dados obtidos em cada leitura o computador interpreta o grau de densidade dos diferentes tecidos atribuindo a cada um o valor correspondente de uma escala de cinzas. O resultado final é apresentado pelos pixels que formam a imagem tomográfica.



Cada voxel representa a unidade de volume da imagem, considerando a espessura do corte, e apresenta coeficiente de atenuação linear específico.

Gerações de TC

O tomógrafo de primeira geração, como o primeiro apresentado à sociedade científica nos anos de 1972 por Godfrey N. Hounsfield, apresentava as seguintes características: Feixe de radiação muito estreito que fazia uma varredura linear sobre o objeto coletando informações de 160 feixes distintos. Feita a primeira varredura o tubo sofria uma rotação de 1 grau para iniciar nova varredura e coletar as informações de outros 160 feixes na nova projeção.

Esse processo se repetia por 180 vezes e, assim, obtinha-se informações do objeto em 180 projeções diferentes, com variações de 1 grau em cada projeção e coleta de dados de 160 feixes por projeção. O tempo de aquisição de um corte tomográfico era de aproximadamente 5 minutos e um estudo completo durava muitas vezes mais de uma hora.

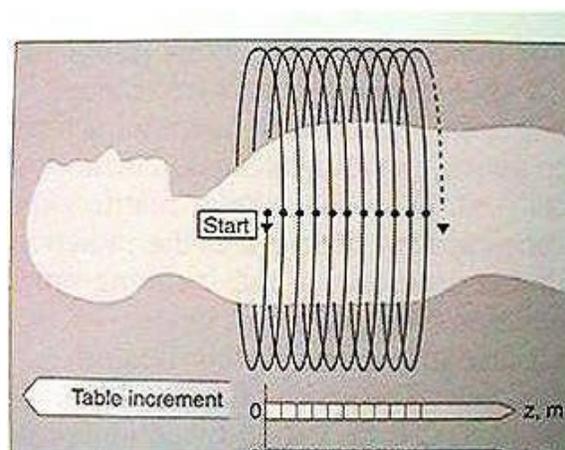
O equipamento de 2ª geração trouxe como inovação a aquisição de dados a partir de um conjunto de detectores, reduzindo drasticamente, o tempo de aquisição das imagens. Nestes equipamentos o feixe passou a ser laminar e, em forma de leque, de forma a cobrir o conjunto de detectores variáveis entre 20 e 40 dependendo do fabricante. Hoje, estes equipamentos, estão proibidos de operarem no mercado por apresentarem taxas de doses não compatíveis com os níveis admissíveis.

Os equipamentos de terceira geração apresentaram uma evolução significativa. Nestes equipamentos, eliminou-se o que conhecemos por varredura linear. A partir de então, os tubos pararam de fazer varredura a cada grau e passaram a fazer

movimentos de rotação contínuos ao mesmo tempo em que se fazia a coleta dos dados.

Uma quarta geração de equipamentos de TC surgiu com um conjunto de detectores distribuídos pelos 360 graus da abertura do gantry, ocupando assim, todo o anel.

O Sistema Helicoidal (ou espiral)



Os cortes tomográficos são obtidos com a mesa em movimento, de forma que, as “fatias” não são necessariamente planas mas, na forma de hélices, enquanto que, o método de aquisição, se assemelha a um modelo espiral.

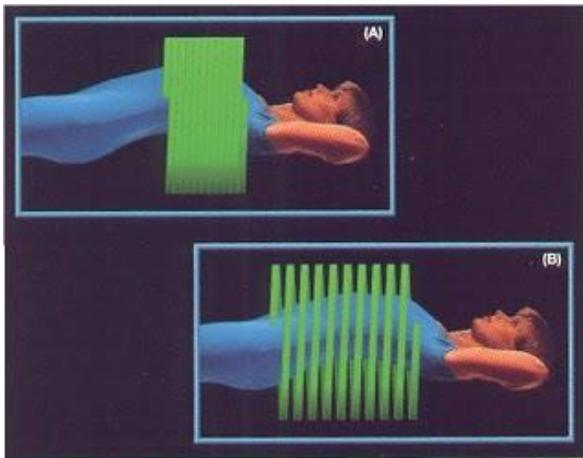
Novos conceitos foram introduzidos, destacando-se: Revolução, Pitch e Interpolação.

REVOLUÇÃO: Compreende o giro de 360 graus do conjunto tubo-detectores. O tempo de aquisição dos cortes influencia a velocidade de rotação do conjunto. Nos TCs helicoidais o tempo de revolução médio é de 1 segundo.

Pitch: Representa a razão entre o deslocamento da mesa pela 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. Assim, se os cortes forem de 10 mm, para cada imagem a mesa se deslocará 10 mm. Fator importante a considerar nos casos de trabalho com pitches de relação maiores que 1:1, é que, a quantidade de radiação por fatia de corte será sensivelmente reduzida, aumentando assim o ruído da imagem provocado pela baixa dose de exposição.



INTERPOLAÇÃO: A aquisição dos dados em TC helicoidal, gera imagens que, embora não perceptíveis ao olho humano, apresentam um aspecto em forma de hélice, resultado da aquisição espiral.

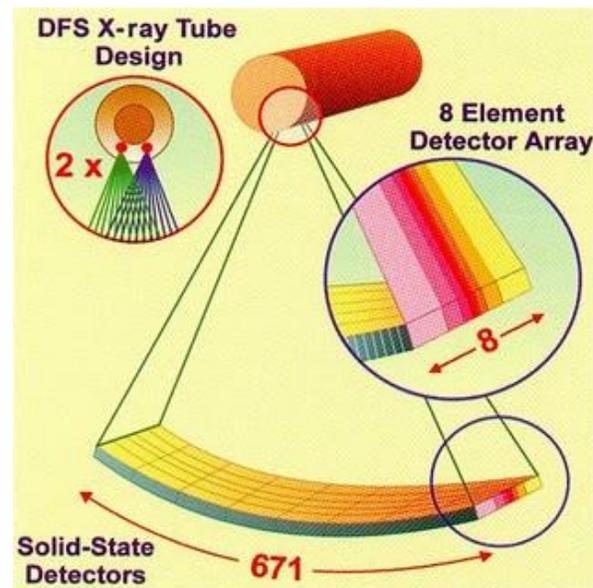
Tomografia Helicoidal Multi-Slice

Os tomógrafos multi-slice trabalham com várias coroas de detectores pareadas, que podem, ou não, apresentarem as mesmas dimensões. Alguns fabricantes optam por conjunto de detectores de diferentes dimensões por entenderem que, desta forma, obtém-se maior estabilidade dos detectores em determinadas espessuras de corte. As coroas podem apresentar detectores que vão desde 0,5 até 10 mm.

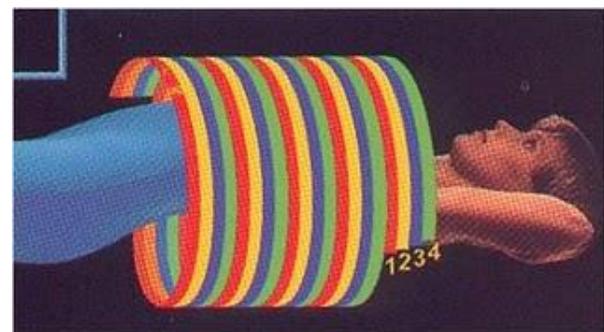
Outra característica notável dos tomógrafos multi-slice, está relacionada à velocidade com que o conjunto tubo-detectores gira no interior do gantry. Em alguns equipamentos, revoluções de até 0,5 segundos (tecnologia sub-second). Este reduzido tempo permitiu novos estudos de tomografia com sincronização cardíaca.

A sincronização cardíaca (gating), associado às pequenas espessuras de corte, possibilitou o estudo do coração com alta resolução anatômica, e melhor definição das patologias das artérias coronárias.

Múltiplos detectores



Múltiplos cortes





O TUBO de RAIOS-X do TC

Os tubos empregados em TC são bastante similares aos utilizados nos equipamentos radiológicos convencionais. Na constituição desses tubos, uma ênfase especial é dada a forma de dissipação do calor, uma vez que, esses tubos ficam sujeitos a uma maior frequência de exposição, exposições mais longas e, altas doses de exposição.

A sua disposição no interior do gantry, particularmente no que se refere ao eixo catodo-anodo, ocorre de forma perpendicular ao seu movimento de rotação.

Nos equipamento de 3ª geração, os tubos apresentam, em geral, uma vida média de cerca de 80.000 cortes. Nos equipamentos helicoidais e nos multi-slice, os tubos são projetados para apresentarem vida média de aproximadamente 500.000 cortes.

A documentação tomográfica é a última etapa do exame de tomografia computadorizada. Uma boa documentação, além de demonstrar zelo com o exame, pode ser decisiva para uma correta interpretação do estudo. As imagens devem ser documentadas levando-se em consideração qual o tecido de maior interesse (assunto) e, evidenciando-se, na medida do possível, o contraste da imagem.

O tecido de interesse é estabelecido pelo nível da imagem (Window Level) e representado pelo valor WL. O contraste da imagem depende da amplitude da Janela (Window Width) representado por WW. Janelas muito amplas apresentam imagens tomográficas acinzentadas e, portanto, de baixo contraste, mas podem representar fator de qualidade, na medida em que, um maior número de estruturas estará presentes na imagem.



Artefatos

Artefatos de anel (Rings artifacts)

Os artefatos nas imagens que se apresentam em forma de anel, estão inicialmente relacionados 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.

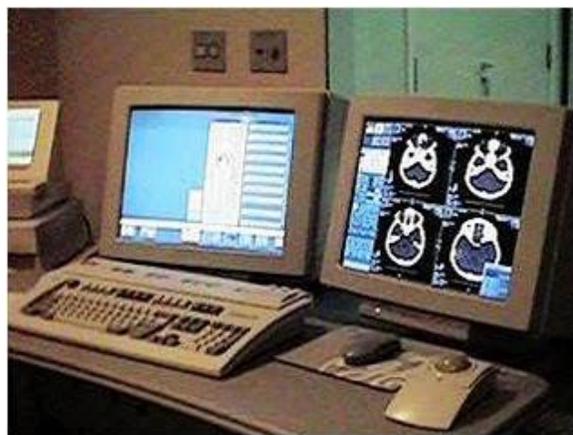
Equipamento de Tomografia Computadorizada

O sistema está composto de: Gantry, Mesa de Exames, Mesa de Comando, Computador para processamento das imagens.



Mesa de Comando

Monitor para Planejamento dos exames
 Monitor para Processamento das imagens.
 Mouse .
 Trackball (Bright Box).



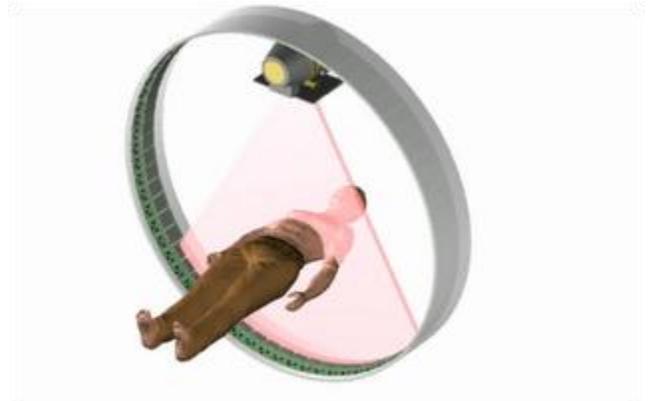
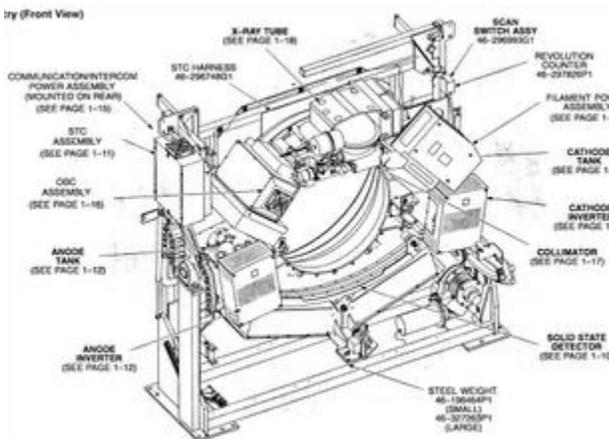
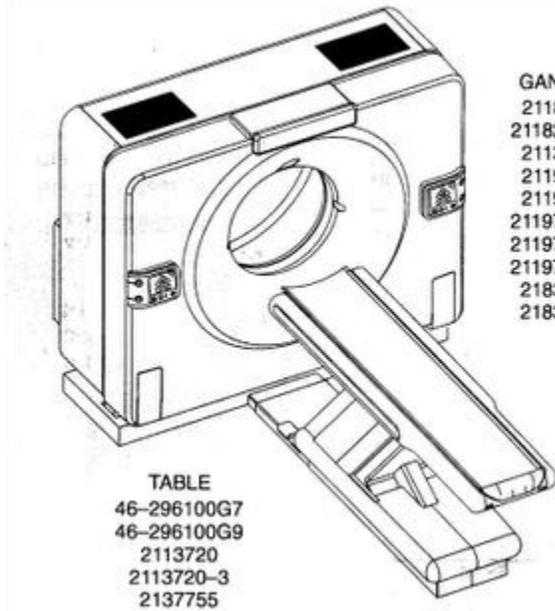
O gantry é o corpo do aparelho e contém:

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.
 Painel identificador do posicionamento da mesa e do gantry.
 Dispositivo LASER de posicionamento.
 Motor para rotação do Tubo .
 Motor para angulação do gantry.

Mesa de Exames

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

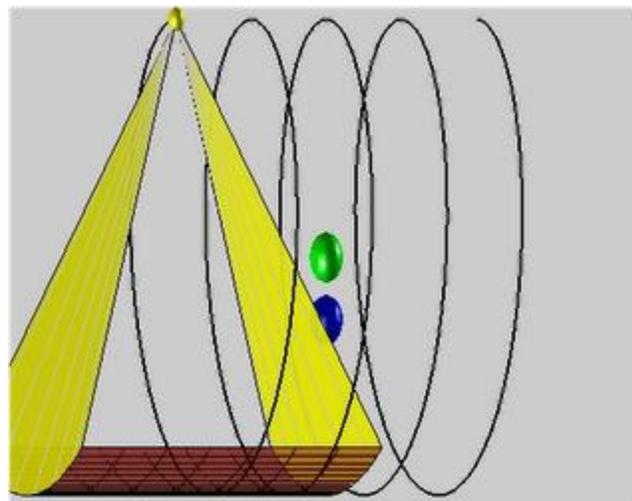
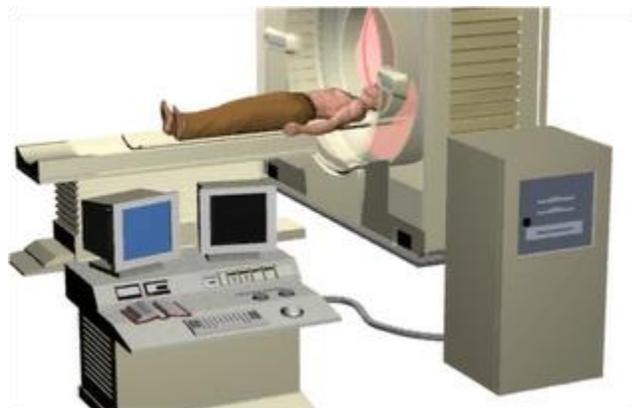
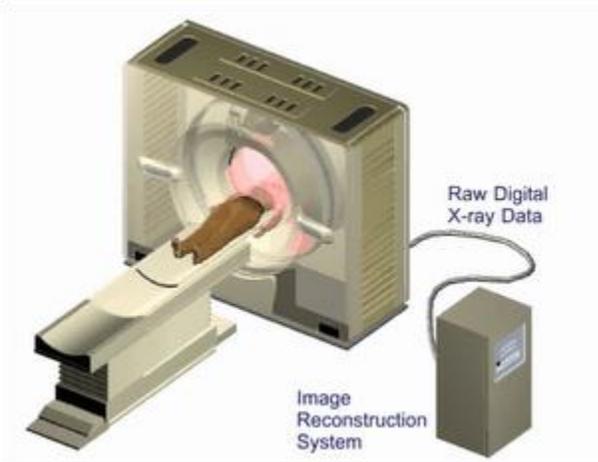




Mesa de Comando

Monitor para Planejamento dos exames
 Monitor para Processamento das imagens.
 Mouse .
 Trackball (Bright Box).





GLOSSÁRIO DE TERMOS

Abdômen – Área do corpo inferior ao diafragma, que o separa do tórax, superior aos ossos da bacia, anterior à coluna vertebral e lateral aos planos musculares. Contém o estômago, parte inferior do esôfago, intestino delgado e grosso, fígado, vesícula biliar, baço, pâncreas, rins e bexiga

Abort – Cancelar a varredura em TC ou o procedimento que está sendo realizado

Absorção diferencial – Graus diferentes de absorção em diferentes tecidos que resultam em contraste de imagens e formação da imagem vinda dos raios – X

AC – Corrente alternada uma oscilação da eletricidade em ambas as direções de um condutor.

Acessórios – Partes do aparelho que auxiliam na realização de determinados o exame.

Add scan (TC) – Adicionar cortes

Adjacentes – Juntos, próximos, contínuos

Add scan quit – Interrupção da aquisição de cortes adicionais

Aferentes – Vaso que leva líquido (sangue) para um órgão.

Agente – O que opera, faz

Agente de limpeza – Químico, normalmente tiosulfato de amônia, adicionado para o fixador para remover o bromo de prata não revelado da emulsão.

Agente revelador – Químico, normalmente fenidona, hidroquinona, ou metol, que reduz os íons de prata exposto para o átomo de prata.

Alergia – Hipersensibilidade do organismo à ação de certas substâncias

Alérgica – Relativo a alergia (reação)

Algoritmo – Equação compatível do computador

Alvo – Objeto metálico que fica no anodo e recebe o impacto de elétrons no interior da ampola, produzindo raios – X

Ampola – Também chamado “tubo” de raios – X, é um invólucro de vidro com vácuo em seu interior, onde é produzido o feixe primário de raios – X. Os elementos principais são o ânodo e o filamento e o catodo

Anemia – Redução do número de células sanguíneas (hemácias)

Anemia falciforme – é uma anemia hemolítica crônica hereditária, caracterizada pela presença de grande quantidade de hemácia em forma de cascata ou foice, resultante de defeito na molécula da hemoglobina, com característica hereditária

Anestesia – Privação temporária parcial ou completa da sensibilidade por um agente químico (anestésico).

Angulação – Escolha de um plano de corte (TC) ou do tubo em relação a uma linha padrão (p. ex. vertical ou horizontal)

Ankle - Tornozelo

Anodo – Lado positivo do tubo dos raios – X que contém o alvo

Anti – histamínico – Droga que se opõe à ação da histamina

Antropomórfica- Características humano

Apneia – Para do movimento respiratório

Aquisição – Obtenção de dados brutos para produção de imagens

Aquisição cluster – Adquirir os cortes em grupo

Aquisição helical – Adquirir os cortes com técnicas helicoidais

Área do feixe – Feixe de raios – X padrão normalmente de forma quadrada ou retangular usado em radiografia convencional.

Área move – Posicionamento da imagem de referência para ser fotografada

Área move + shift – Posicionamento da imagem de referência em outro local da tela

Arm – Braço

Arrow – Seta, flecha

Artefato - Densidade óptica não intencional sobre uma radiografia ou outro receptor de imagem tipo-filme ou defeito da imagem obtida que pode ser produzido por inúmeras causas.

Artery – artéria



Articulação – Local de união entre dois ou mais ossos

Aspiração – Sucção através de vácuo

Atenuação – Redução na intensidade da radiação como um resultado da absorção e espalhamento desta pelo material atenuador.

Ativador – Químico, normalmente ácido acético no fixador e carbonato de sódio no revelador para neutralizar o revelador para encher a gelatina.

Autotransformador – Transformador localizado no console de operação que controla o kVp.

Avental plumbífero – Avental de material de alta densidade (chumbo) que impede a passagem dos raios – X e que deve ser usado pelo técnico dentro da sala dos raios – x quando em exame.

Axial – Perpendicular ao eixo longo do corpo

Bandeja de compressão – dispositivo do mamógrafo que tem a finalidade de comprimir a mama com o objetivo de deixar a mais plana possível com a menor espessura

Bário – Um composto químico (sulfato de bário) que por se opor (bloquear) à passagem dos raios – X, é utilizado para o estudo de vísceras ocas (esôfago, estômago, intestino delgado e grosso).

Belly – Barriga, abdômen

BHC – filtro para correção de artefatos em região óssea

Blood – Sangue

Blood vessel – Vasos sanguíneos

Body – Corpo

Bone – Osso

Bowells – Intestino

Brain – Cérebro

Breast – Mama

Broncopasmos – Contração dos brônquios, determinando a redução de seu calibre e prejudicando a troca gasosa

Camada semi redutora – Espessura de absorvedor necessário para reduzir um feixe de raios – X para a metade de sua intensidade original

Câmara escura - Local de manuseio de filme radiográfico fotossensível, carregamento do magazine (chassis), etc.

Câmara clara – sala de observação dos exames, onde quase sempre fica a processadora de revelação, tanque de químico e tanque de água para limpeza dos racks, etc.

Carga espacial – Nuvem de elétrons ao redor do filamento produzido por emissão termiônica quando a temperatura do filamento aumenta.

Catodo – Lado negativo do tubo dos raios – X ; contém o filamento e o copo da focagem.

Cell – Célula

Cheek – Bochecha (face0)

Chest – Tórax

Clust – Bloco de cortes ou grupos de cortes

Colimação – Restrição do feixe de raios – X não útil para reduzir a dose no paciente e melhorar o contraste da imagem.

Colimador – Dispositivo para restringir o tamanho do feixe

Comutador – Dispositivo que converte um gerador AC em gerador DC

Condução – Transferência de calor por agitação molecular

Condutor – Material que permite fluir calor ou corrente elétrica.

Contraste – Faixas de escala de cinzas na imagem

Convecção – transferência de calor pelo movimento da matéria quente para um lugar frio.

Copo focado – Metal ao redor do filamento

Corrente direta – fluxo de eletricidade em uma só direção no condutor

Corte – Fatias, cortes realizados por feixe de raios – X em TC

Coxim - almofada (redonda) utilizada para apoio

Cursor display – Colocar o cursor na imagem no monitor de TV

Curva característica – Gráfico da densidade óptica versus o logaritmo da resposta relativa



DC – Fluxo de eletricidade somente em uma direção num condutor

Delay – Pausa, tempo de espera, retardar o próximo passo em um procedimento (frequentemente após a injeção endovenosa do meio de contraste, deve-se aguardar para perfusão ou contrastação da estrutura vascularizada a ser estudada ou secreção do contraste por esta (p. ex. fígado, vias urinárias).

Delete – apagar as imagens ou exame

Densidade – Relação entre massa e o volume (concentração)

Densidade óptica – Grau de enegrecimento de uma radiografia

Densitômetro – Dispositivo que mede a densidade óptica

Denso – Muita massa e peso em relação ao volume

DFI – Distância foco imagem

DFS – Distancia fonte superfície

Diafragma – Dispositivo que restringe o tamanho do feixe de raios – X

Diodo – Tubo a vácuo com dois eletrodos

Distorção – Magnificação desigual

Dose absorvida – Quantidade de radiação em rad ou Gray (Gy)

Dose equivalente – Quantidade de radiação absorvida pelo técnico operador em (rem ou Sv)

Ear – Ouvido

Ear lobe – Lóbulo da orelha

Edema – Acúmulo anormal dos constituintes líquidos do organismo nos espaços intercelulares do tecido conjuntivo (p. ex. após trauma ou devido a insuficiência renal, insuficiência cardíaca, etc.).

Edit – Editar, cortar

Efeito catodo – Absorção dos raios – X no anodo do alvo, resultando na redução da intensidade do feixe no lado do anodo

Efeito Compton – Espalhamento dos raios – X resultando na ionização e perda de energia.

Efeito fotoelétrico – Absorção de um raios – X por ionização

Eficiência de conversão – Taxa na qual a energia dos raios – X é transformada em luz em uma tela intensificadora

Elbow - Cotovelo

Elemento – Consiste de átomos que tem a mesma estrutura e reage a mesma química

Elétron – Partícula extremamente pequena com carga elétrica negativa que ocupa a porção periférica ou orbital do átomo

Eletrodo – Terminal elétrico ou conector

Eletrostática – Estudo de carga elétrica estacionário

Energia – Capacidade para realizar trabalho; medida em joules (J)

Energia cinética – Energia do movimento

Enlargement – Ampliação

Entérica – Relativo ao intestino; intestina

Entubação – Ato de entubar

Escanograma – Imagens da parte do corpo a ser estudada; o mesmo que scout – view

Esophagus – Esôfago

Espalhamento clássico – Espalhamento dos raios – X com nenhuma perda de energia.

Espectro eletromagnético – Energia eletromagnética continua

Espessura – Refere a largura ou tamanho do corte a ser obtido ou Refere-se a espessura que a mama sofre pela bandeja de compressão

Exam summary – Sumário de exame

Expiração – Ato de exalar

Exposição – Quantidade da intensidade de radiação

Extravasamento – Saída ou escape de algo (líquido, radiação, gás ou contraste)

Eye - Olho

Fator buck – Razão da radiação incidente para a radiação transmitida através da grade; razão de dose paciente com e sem grade.



Fator de intensificação – Razão de exposição com e sem tela para produzir a mesma densidade óptica.

Fator de melhoramento de contraste – Razão do contraste radiográfico com grade e sem grade

FC – Filtro de convolução

Feocromocitoma – Tumor da adrenal

FF – Foot first – Os pés entram primeiro no gantry.

Filamento – A parte do catodo que emite elétrons resultante em uma corrente no tubo

Filme – Película fotossensível ou termosensível para documentar exame que for realizado e permitir a interpretação médica

Filtração – Remoção de raios – X de baixa energia do feixe útil com o uso de alumínio ou cobre

Filtro compensador – Filtro no feixe dos raios – X indicado para tornar mais uniforme a intensidade do feixe

Filter bone – Filtro para osso

Flebite – Inflamação das paredes de uma veia ou artéria

Fluorescência – Emissão de luz visível somente durante simulação.

Fluoroscopia – Dispositivo usado com raios – X para imagem da estrutura anatômicas em movimento.

Foco de linha – Projeção de linha inclinada para uma superfície resultando em um tamanho menor

FOG – Densidade óptica indesejada sobre uma radiografia que reduzirá o contraste por causa da luz ou contaminação química.

Foot – Pé

Forearm - Antebraço

Fotossensível – sensível a luz, modifica suas características quando exposto à luz

FototempORIZADOR – Dispositivo de controle de exposição automático

FOV – field of view. Campo de visão do objeto a ser estudado

Free – Livre

Frequência de grade – Número de linhas de grade por polegada ou cm.

Gantry – Braço do aparelho que suporte a receptor de imagem e o tubo dos raios – X,

Grade – Dispositivo para reduzir a intensidade de radiação espalhada do feixe de raios – X

Grade focada – Grade radiográfica construída tal que as linhas das grades converge sobre uma linha imaginária

Gradiente médio – Medida do contraste radiográfico

Hair – Cabelo

Hand – Mão

HE – aquisição helicoidal

Head – Cabeça

Heart – Coração

Helicoidal – Espira

Hertz - Unidade da frequência; é o mesmo que 1 ciclo por segundo

HF – Head first. As mãos entram primeiro no gantry

Hidrossolúveis – Que se diluem em água

High definition – alta definição

High definition function – Função de alta definição

Hip – Quadril

Hiperdenso - alta densidade (osso)

Hipordenso – Baixa densidade (água gordura, ar, musculo)

Histograma – Gráfico mostrando variação de densidade na amostra

IM – Sigla indicativa de administração intramuscular

Image display – Modo de apresentação das imagens na tela do monitor

Image processing – Processamento de imagens

Image save – Salvar imagem



Image file – Arquivo de imagem

Impregnação – Acúmulo de contraste nos tecidos

Inclinação – ângulo baseado em um plano – padrão para obtenção de cortes tomográficos

Incremento – Intervalo de espaço entre os cortes (1 mm, 5 mm, etc.).

Índex – Índice

Inferior member – Membro inferior

Injeção – Introdução de líquido no interior de um vaso, intramuscular ou subcutânea

Intensificador de imagem – Dispositivo eletrônico que amplifica a imagem fluoroscópica para reduzir a dose no paciente.

Interferência – Intervenção, perturbação

Intervalo – Espaço de tempo entre a aquisição dos cortes tomográficos.

Intratecal – Dentro do canal espinhal

Involuntário – Não desejado, não – intencional

Iodado – que contém iodo

Iodo – elemento químico utilizado em radiografia como meio de contraste.

Iônico – contendo íons

Isolante – Material que inibe o fluxo da eletricidade

Íon – Partícula carregada de eletricidade

Ionização – Remoção de um elétron do átomo

Isodenso – com a mesma densidade

Isômero – Átomos que tem o mesmo número de prótons e nêutrons mas, um diferente estado de energia nuclear.

Isótopo - Átomo que tem o mesmo número de prótons.

Isotrópico – Intensidade igual em todas as direções.

Jaw – Maxilar

Kidney – Rim

Knee – Joelho

KV – Kilovoltagem

Larynx – Laringe

LCR – Líquido cefalorraquidiano ou líquórico

Left – Esquerdo

Leg – Pernas

Lines – Linhas

Lipossolúveis – Solúveis em gordura ou óleo

Liquid (flúid) – Líquido

Liver – Fígado

Luminescência – Emissão de luz visível

Lung - Pulmão

Lung field – Campos pulmonares

Lung filter – Filtro para os pulmões

mA – Parâmetro que fica no comando de operação do console dos aparelhos emissores dos raios – X e quando operados aumenta ou diminui a quantidade dos raios – x no feixe

Magazine – Dispositivo onde é carregado o filme radiográfico

Magnificação – Método de obtenção de imagem de uma forma aumentado (irreal)

Mama – Órgão do copo composto de três tipos de tecidos principais: fibroso, glandular e adiposo (gordura)

mAs – Miliamper . segundo

Matriz – número de linhas e colunas formados pelo pixel

Member inferior – Membro inferior

Member superior – Membro superior

Metformina – Medicamento para diabetes que contra indica o uso de contraste endovenoso

Mieloma múltiplo – é uma condição neoplásica caracterizada pela infiltração do osso e medula óssea, formando múltiplas massas tumorais. É geralmente progressiva e fatal. Acompanhada de anemia, lesões renais e altos níveis de globulina no sangue. É uma contra – indicação relativa da injeção endovenosa de contraste para realizar o exame TC





MIP – Maximun intensity projections. Projeção de intensidade máxima.

Mode fast – Cortes dinâmicos

Molibdênio – Material do alvo do tubo dos raios- X para uso em mamografia

Monitor – Tela onde o exame é acompanhado

Monitoração – Avaliação dinâmica do exame.

Monoenergética – Uma só energia, Feixe de uma só energia

Move – Movimento (positivo ou negativo)

MPR – Reconstruções multiplanares

Multiformato – Dispositivo para reproduzir as imagens (duas ou quatro no mesmo espaço) do exame que serão utilizadas para interpretação e emissão de laudo médico.

Muscle – Músculo

Não – iônico – Que não contém íons, com menor possibilidade de desencadear crise alérgica no paciente (íon é uma partícula com carga elétrica)

Navel – Umbigo

Navipad – Console do operador

Neck – Pescoço

New – Novo

Next page – Alterar os parâmetros da próxima página ou exame

NO – Um corte simples

Número atômico (Z) – número de prótons no núcleo

Número de massa (A) – Número de prótons e nêutrons no núcleo

Número atômico efetivo – Número atômico médio do tecido

Oblique display – Reconstruções oblíquas

OK – Certo, confirmar

Other function – Outras funções

Parênquima – é o tecido essencial de um órgão que está relacionado com sua função

Partial – Parcial

Patient register – Registro do paciente

Pelvic – Pélvico

Patéquias – Pequenas vesículas hemorrágicas na pele

Pixel – Unidade elementar de área

Plane – Plano

Plano A – Indica coronal

Plano B – Axila ou transversal

Plano C – Sagital

Pórtico – Gantry

Plumbífero – O que contém chumbo

Power – Força, energia

Power switch – Chave da energia para ligar e desligar

Preset – Início de operação do aparelho

Print – Imprimir

Prior – Imagem anterior

Processadora – dispositivo usado para tornar visível a imagem latente do filme radiográfico (reveladora)

Protocolo – Rotina para realizar o exame

Prurido – coceira

Quit – Parar, deixar, desistir

Raios – X Bremsstrahlung – Raios – X resultante da interação de elétron-projétil com o núcleo do alvo

Range – Extensão, faixa

Raw data – Dados brutos (matéria – prima)

Raw data processing – Processamento dos dados brutos

Receptor de Imagem – dispositivo que tem a função de receber a imagem seja no filme seja num intensificador de imagem





Recon. Interval – Intervalo entre cortes à reconstrução.

Reconstrução – Utilização dos dados brutos para a produção das imagens

Reconstruction range – Extensão do estudo incluída no processo de reconstrução

Reduce – Reduzir

Ref. Posi. – Posição de referência (primeiro corte sempre na posição zerada da mesa)

Resolução – Detalhe: O número de pixel por unidade de área (resolução bidimensional) ou a capacidade para imagear objetos com fidelidade

Resolução espacial – Número de voxel (resolução tridimensional)

Retardo do DNPM - Retardo do desenvolvimento neuropsicomotor

Reversal – Inversão

Rib - Costela

Right – Direita

Right/left – Direito / esquerdo

R.O.I – (**oval**) – Marcação dirigida para determinar a densidade em unidade de Hounsfield

Rotation – Rotação (90⁰)

S & V – Seqüência scan & scan. As imagens só serão reconstruídas no final do exame.

Sagital – É um plano vertical através do eixo longitudinal do corpo, dividindo-o em duas porções

SC – Scanscope

Scan plan – Planejamento dos cortes

Scan redo – Esquadrinhar, refazer

Scan time – Tempo que se leva para uma aquisição

Scar – Cicatriz

Shoulder – Ombro

Shoulder blade – Omoplata

Shut – down – Interrumper, desligar numa sequência que garante os arquivos do programa

Skeleton – Esqueleto

Skin – Pele

Skull – Crânio

Slice – Corte, fatia

Slice direction – Direção de corte durante a aquisição

Slice selection – Seleção dos cortes

Smooth – suave, suavizar, macio

Software – Programa inserido no computador com o objetivo de realizar determinadas funções.

Sort – Classificação, ordenação

Speed – Velocidade

Spinal column – Coluna Vertebral

Spina cord – Medula espinha

Spot – Ponto, mancha

Subtração – Método de remover anatomia sobreposta para melhorar a visão de uma anatomia pequena tal como vaso em uma angiografia.

Standard – Filtro para abdome e partes moles

Start – Início, princípio, começo

Status – Botão de comunicação entre o aparelho e o operador (mostra espaço livre no disco, por exemplo)

Stamach – Estômago

Stop – Pare, parar

System maintenance - Manutenção do sistema

Table – Mesa

Target – Alvo

TEP – Tromboembolismo pulmonar

Thickness – Tamanho do corte, espessura

Thigh – Coxa

Tissue – Tecido

Tongue – Língua





Topleen – Amídalas

Total scan time – Tempo total de aquisição (helicoidal)

Transverso – Através do corpo, axial

TRC – Tubos de raios catódicos, um tubo de televisão

Varredura – Obtenção do corte de uma parte do corpo que será estudada em detalhes

Vaso – Vaso

Vein – Veia

Voxel – Unidade de elemento de volume

Waist – Cintura

Warm-up – Aquecimento da ampola dos raios – X

WW – Width window (janela de exame)

Wrinkle – Ruga

Zoom – Aumento da imagem



ASPR – Assessoria e Serviços
em
Proteção Radiológica e Controle de Qualidade Ltda.

Fone: (73) 4141 – 1973 / (73) 3214 -4315

Celular: (73) 99191 – 1119

Site: aspronline.wix.com/aspronline **e-mail:** aspronline@hotmail.com

- ① **Plano de Transporte de Material Radioativo**
- ① **Transporte de Material Radioativo**
- ① **Plano de Radioproteção:** Radiodiagnóstico, Radioterapia e Medicina Nuclear.
- ① **Projetos de Cálculos de blindagens estruturais:** Radiodiagnóstico, Radioterapia e Medicina Nuclear.
- ① **Levantamento Radiométrico**
- ① **Teste de Radiação de Fuga**
- ① **Curso de Atualização e Treinamento de IOE ao RX**
- ① **Implantação de Programa de Controle de Qualidade**
- ① **Serviços de CQ e GQ:** RX Uso Geral, Mamografia, Fluoroscopia e TC em Diagnóstico e Odontológico.
- ① **Assessoria em Proteção Radiológica Junto a Vigilância Sanitária e CNEN.**
- ① **Elaboração de PGRSS**
- ① **Plano de Gerenciamento de Rejeito Radioativo**
- ① **Assessoria em Segurança do Trabalho Elaboração de PPRA**

Físicos Médicos e Especialista em Radioproteção e CQ e GQ

- ① **Milton Coelho Maciel**
Físico Médico ABFM nº 0664
Supervisor de Proteção Radiológica CNEN nº FT 0050
Supervisor de Proteção Radiológica CNEN nº FM 0138