



Curso de Física Médica
Disciplina de Controle de Qualidade de Equipamentos Médicos

Qualidade de Imagem e Artefatos de Imagem em TC

*Prof. Valnir de Paula
Físico - ABFM 372/1284
Especialista em Radiodiagnóstico
valnirdp@gmail.com*

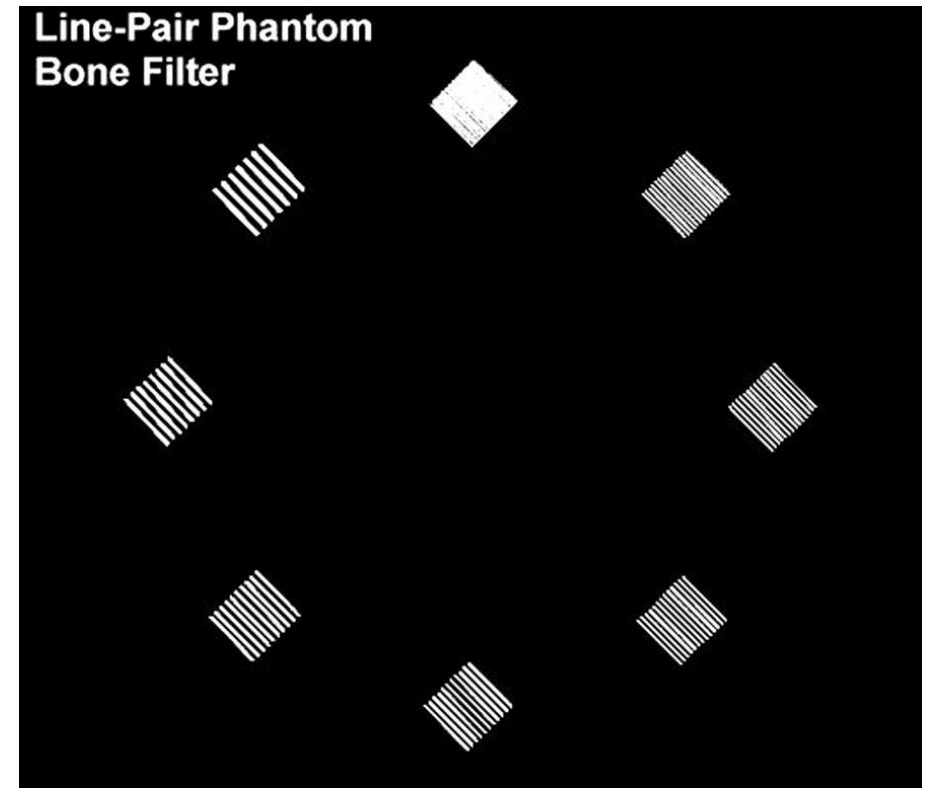
Primeira Parte:

Fatores que Interferem na Qualidade das Imagens de TC

- Uma imagem de TC reconstruída contém informações quantitativas que exigem precisão e exatidão;
- Os principais fatores que interferem na qualidade das imagens tomográficas devem ser conhecidos e o seu ajuste deve ser feito sempre observando se a sua melhoria não implica em aumento injustificado da dose de radiação.

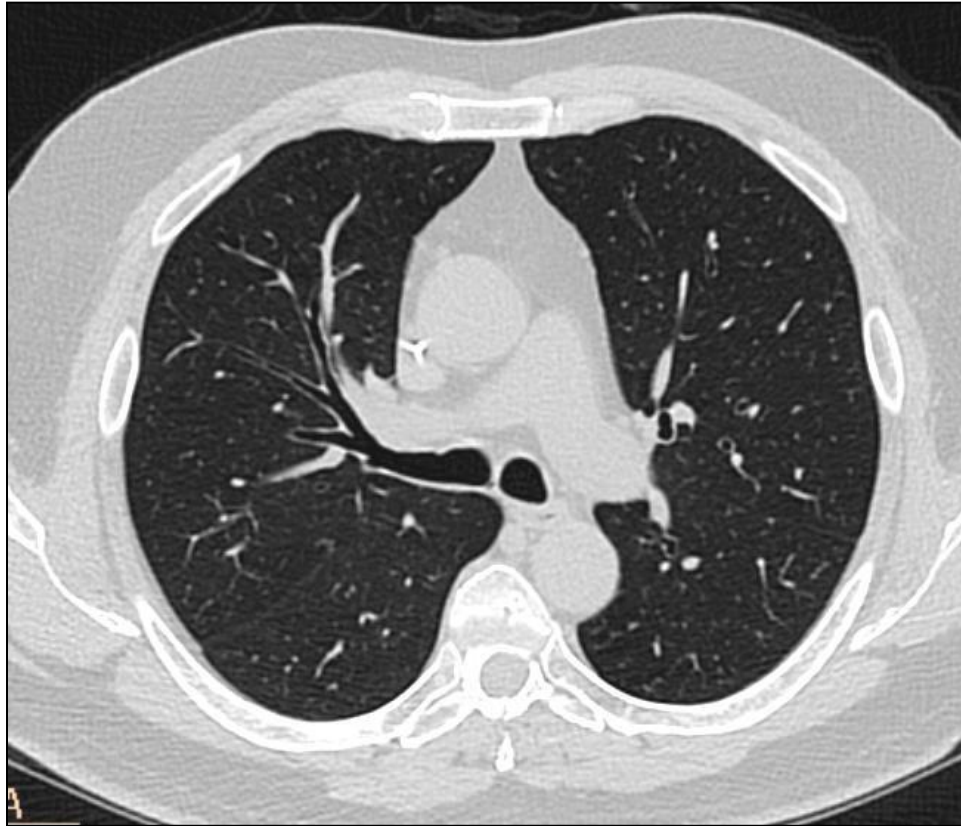
Resolução espacial de alto contraste

- A resolução espacial de alto contraste em TC descreve a capacidade do scanner de resolver objetos posicionados próximos.
- A resolução espacial é frequentemente medida em duas direções ortogonais: no plano (x-y) e no plano cruzado (z).
- Para dobrar a resolução espacial, é necessário um aumento de **oito vezes** da dose de radiação.

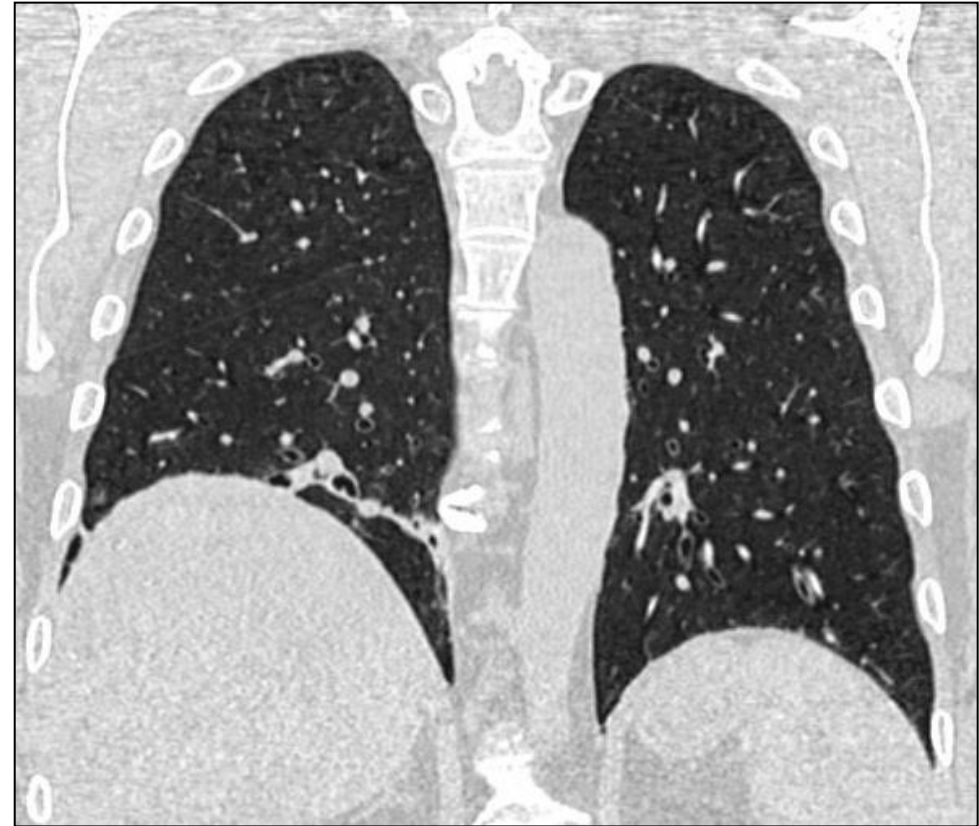


Exames que exigem alta resolução espacial: Tórax

Para a análise do parênquima pulmonar e calibre dos brônquios segmentares, imagens de alta resolução possibilitam maior detalhamento das estruturas.



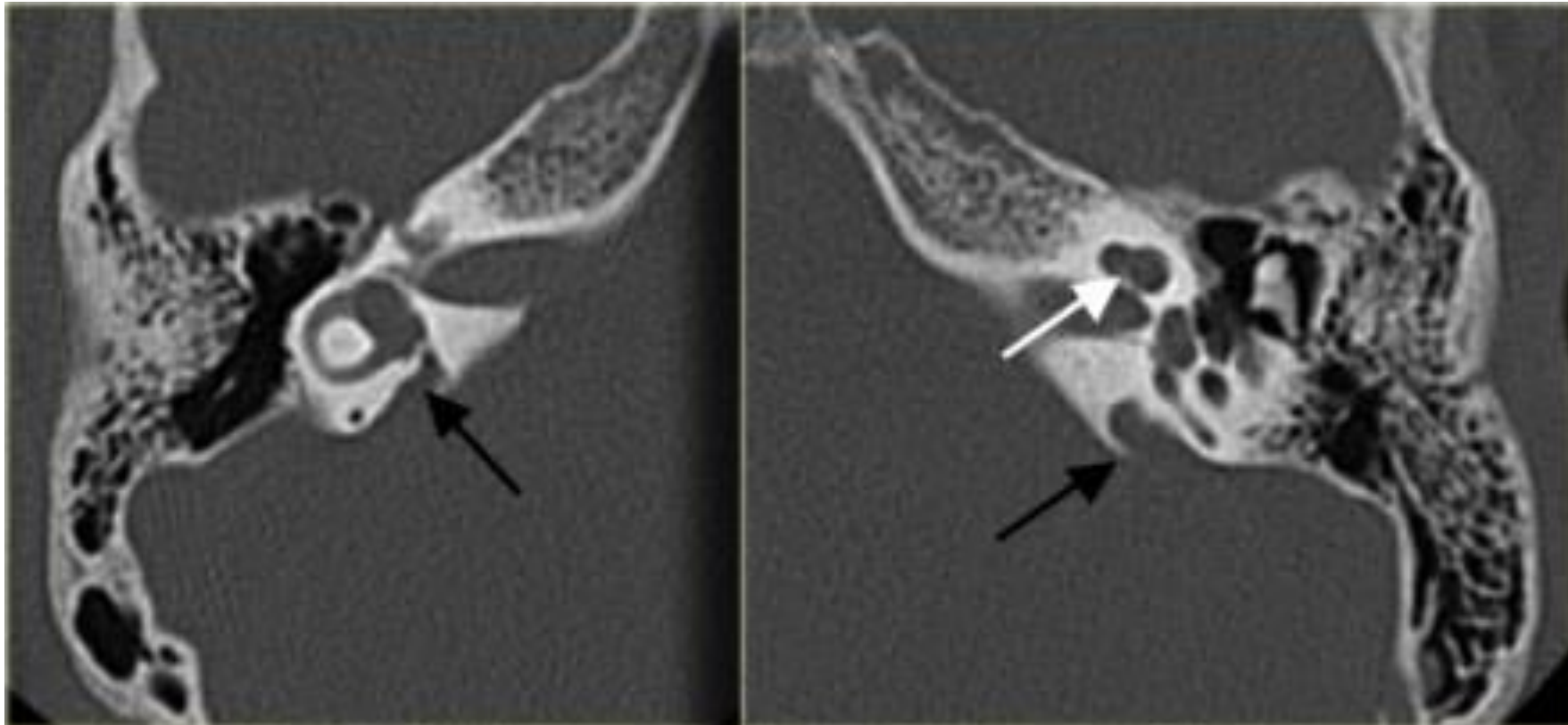
Corte axial



Reconstrução Coronal

Exames que exigem alta resolução espacial: Ossos Temporais

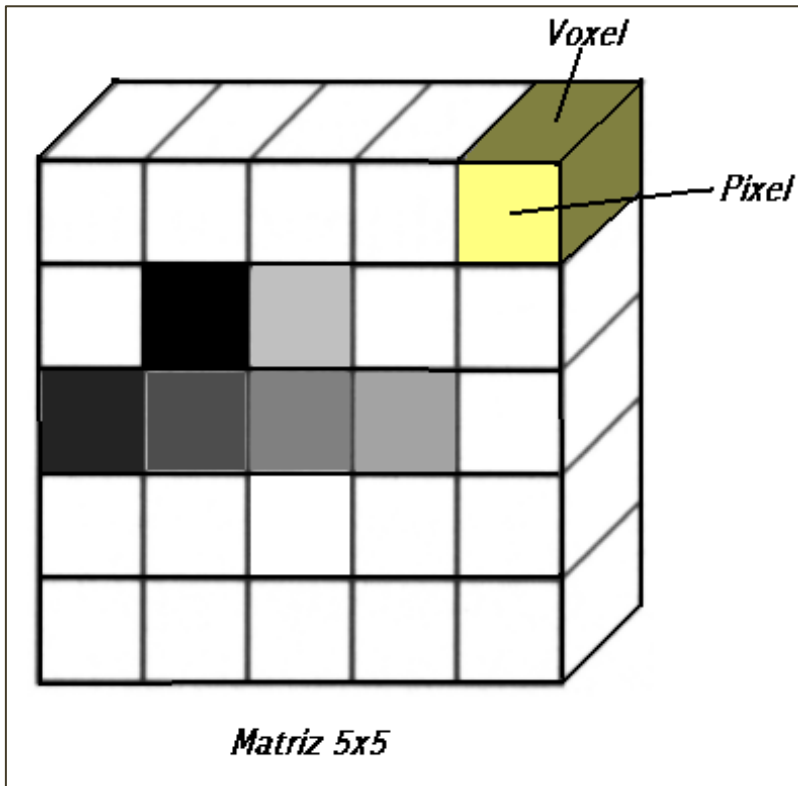
As estruturas minúsculas do sistema auditivo e a relação dos ossos temporais com vários vasos e nervos exigem que as imagens tenham a melhor resolução espacial possível.



Resolução Isotrópica

Relação da Matriz com a Resolução

- Dimensões do Voxel: a profundidade deve ser da ordem do pixel
- Para as imagens originais (axiais), não se faz necessária a resolução isotrópica



Matriz 512x512 pixels

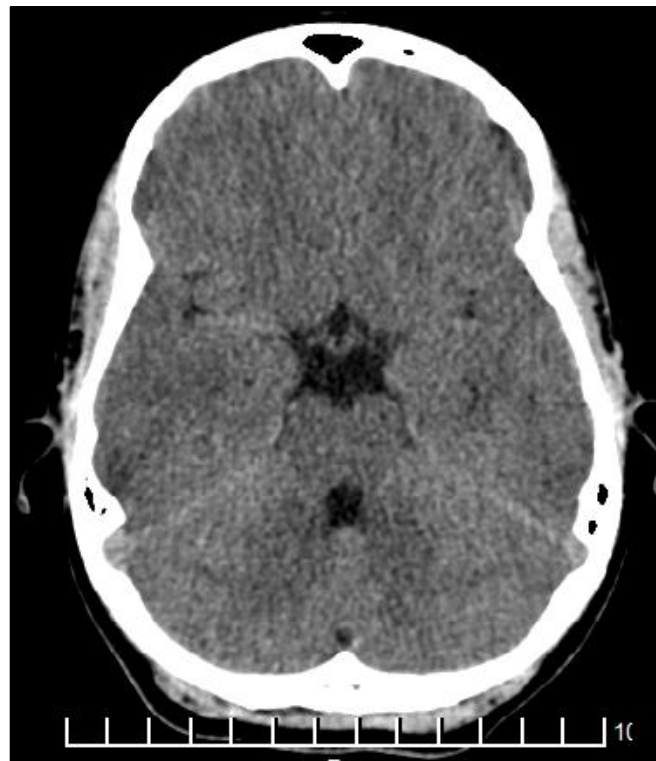
Para um FOV de 350mm,
Pixel = 0,68mm de lado

Para um FOV de 250mm,
Pixel = 0,488mm

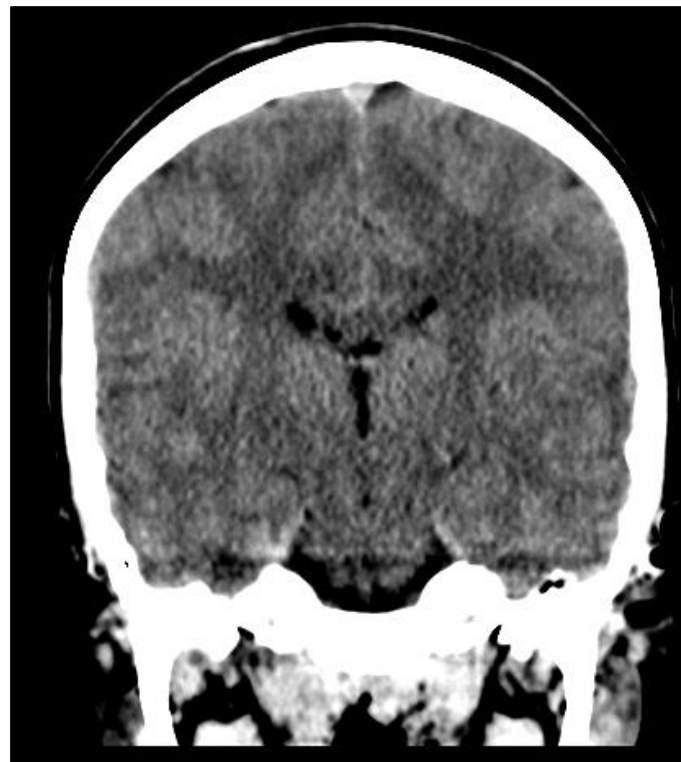
FOV (Field of View): Campo de Visão

Resolução Isotrópica

Imagens comparativas



Aquisição Original (axial)



Reconstrução Multiplanar

Quando o voxel é isotrópico a qualidade das RMP (reconstruções multiplanares) é a mesma das imagens de aquisição.

Escolha da Matriz de Resolução

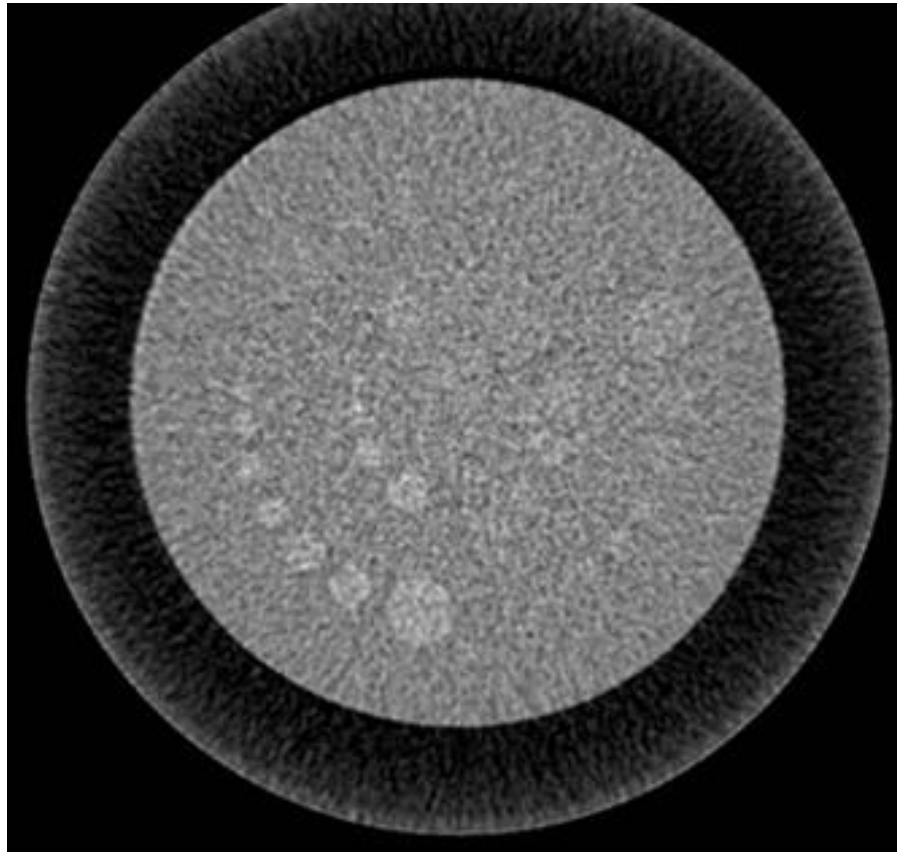
- Para a maioria das aplicações, a matriz de 512 x 512 é suficiente.
- Para exames que dependem de resolução espacial melhorada, como **ossos do ouvido**, ou **angiografia cerebral**, deve-se utilizar matrizes maiores (768x768 ou 1024x1024).
- O que deve nortear a escolha é o custo benefício, ou seja, matrizes maiores aumentarão exponencialmente o tamanho das imagens geradas e, portanto, o trabalho de **processamento**, o tempo de **tráfego** por rede e o **espaço** de armazenamento do exame em disco.

Resolução de baixo Contraste

- A capacidade de um sistema de TC de diferenciar um objeto de baixo contraste de seu plano de fundo é uma indicação importante da qualidade do scanner.
- O desempenho de baixo contraste do scanner é normalmente definido como o menor objeto que pode ser visualizado em um determinado nível de contraste e dose.
- Na TC, o nível de contraste é tipicamente especificado em termos do coeficiente de atenuação linear percentual.
- Um contraste de 1% significa que o número médio de CT do objeto difere de seu fundo em 10 UH.

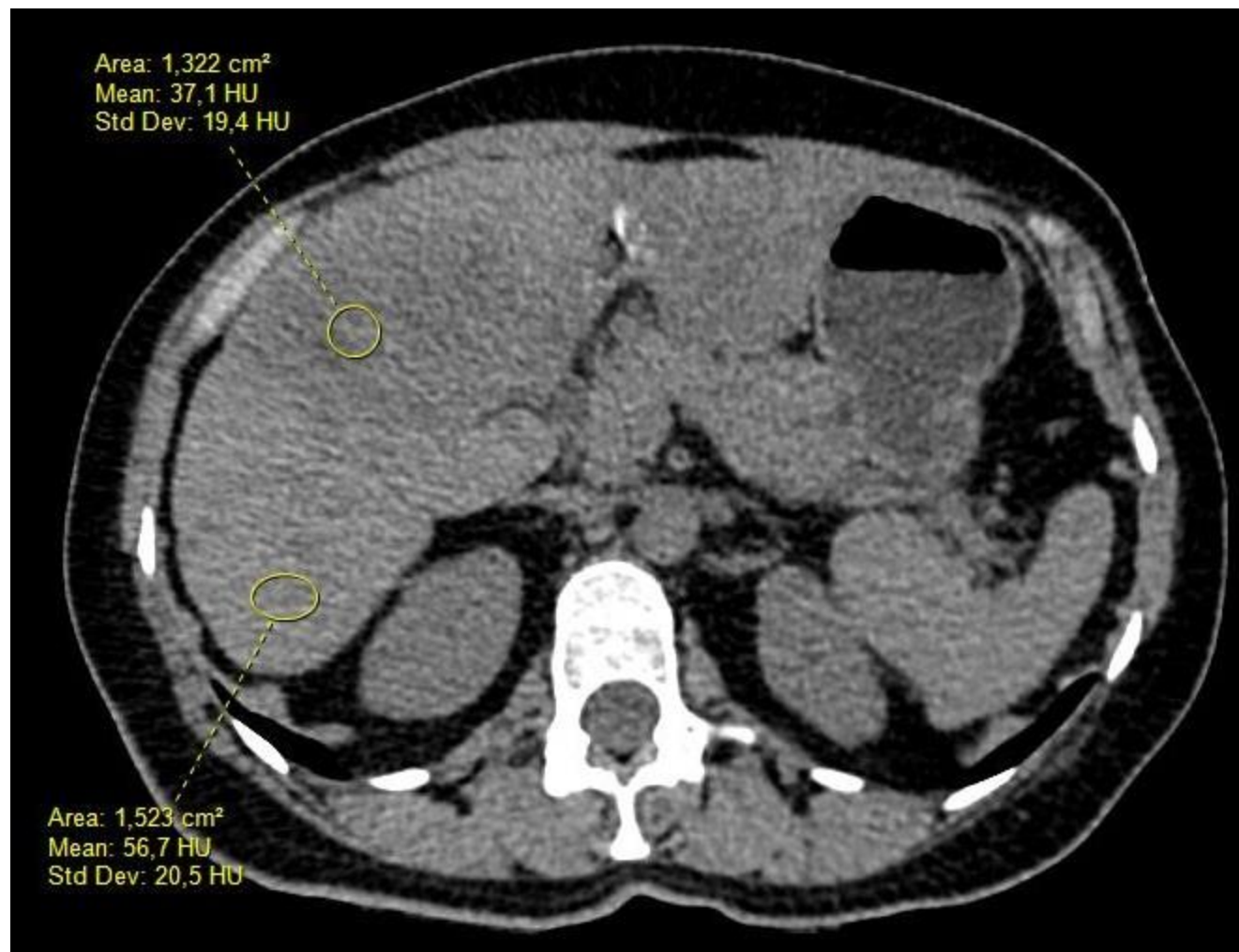
Resolução de baixo Contraste

A resolução de baixo contraste é medida com fantasmas que contêm objetos de baixo contraste e tamanhos diferentes.



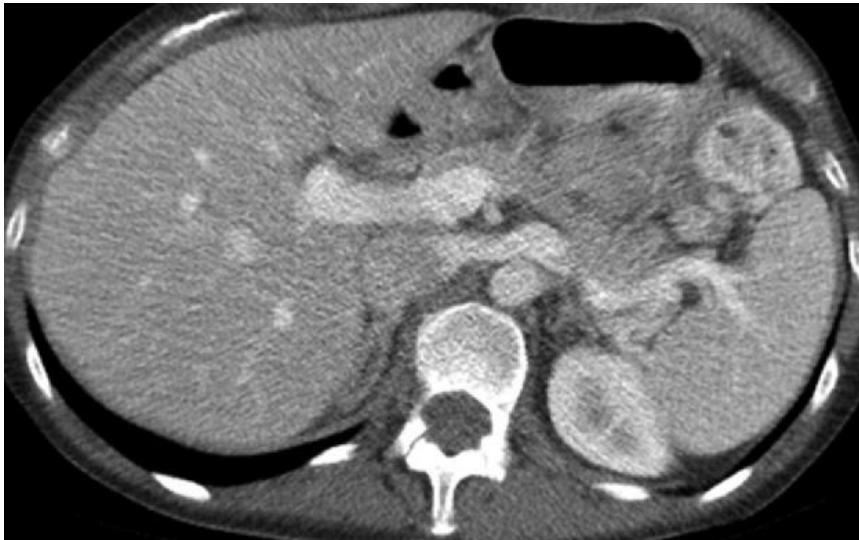
Resolução de baixo Contraste

Corte axial de abdômen, mostrando lesão metastática de baixo contraste no fígado



Ruído Quântico

Determinado por flutuações aleatórias no número CT, devido a um número limitado de fótons que chegam aos detectores.



Alto nível de ruído

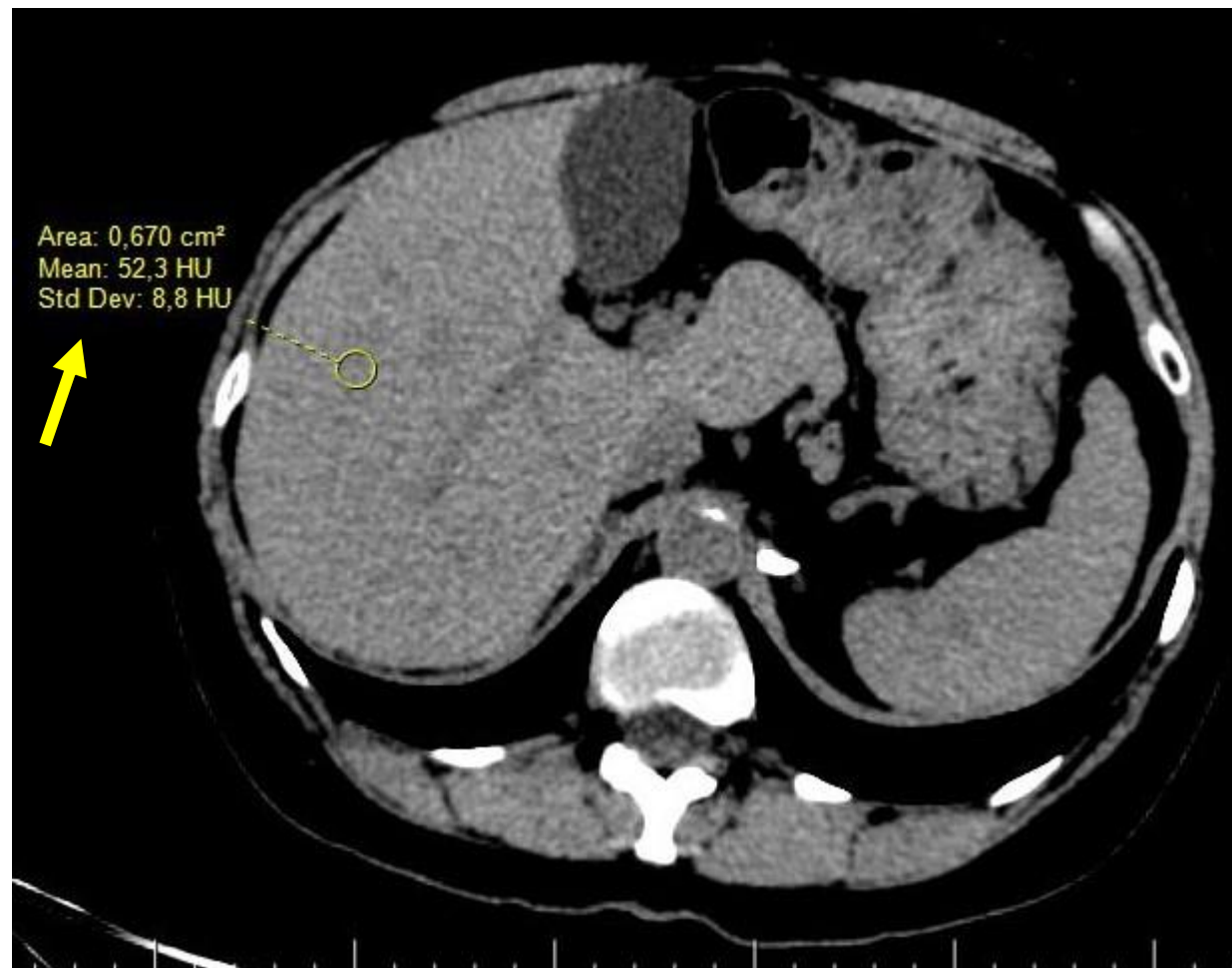


Baixo nível de ruído

Para reduzir o ruído da imagem à metade é necessário um aumento de **quatro vezes** na dose de radiação.

Ruído Quântico

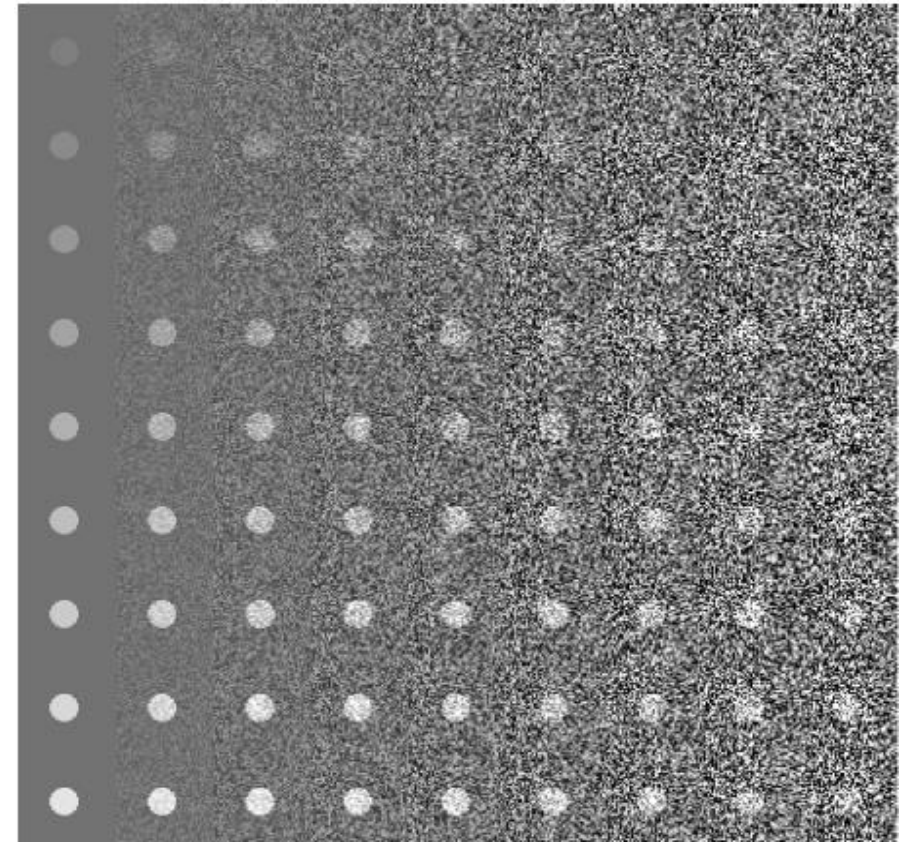
É representado pelo desvio-padrão dos números CT medidos.



Ruído Quântico

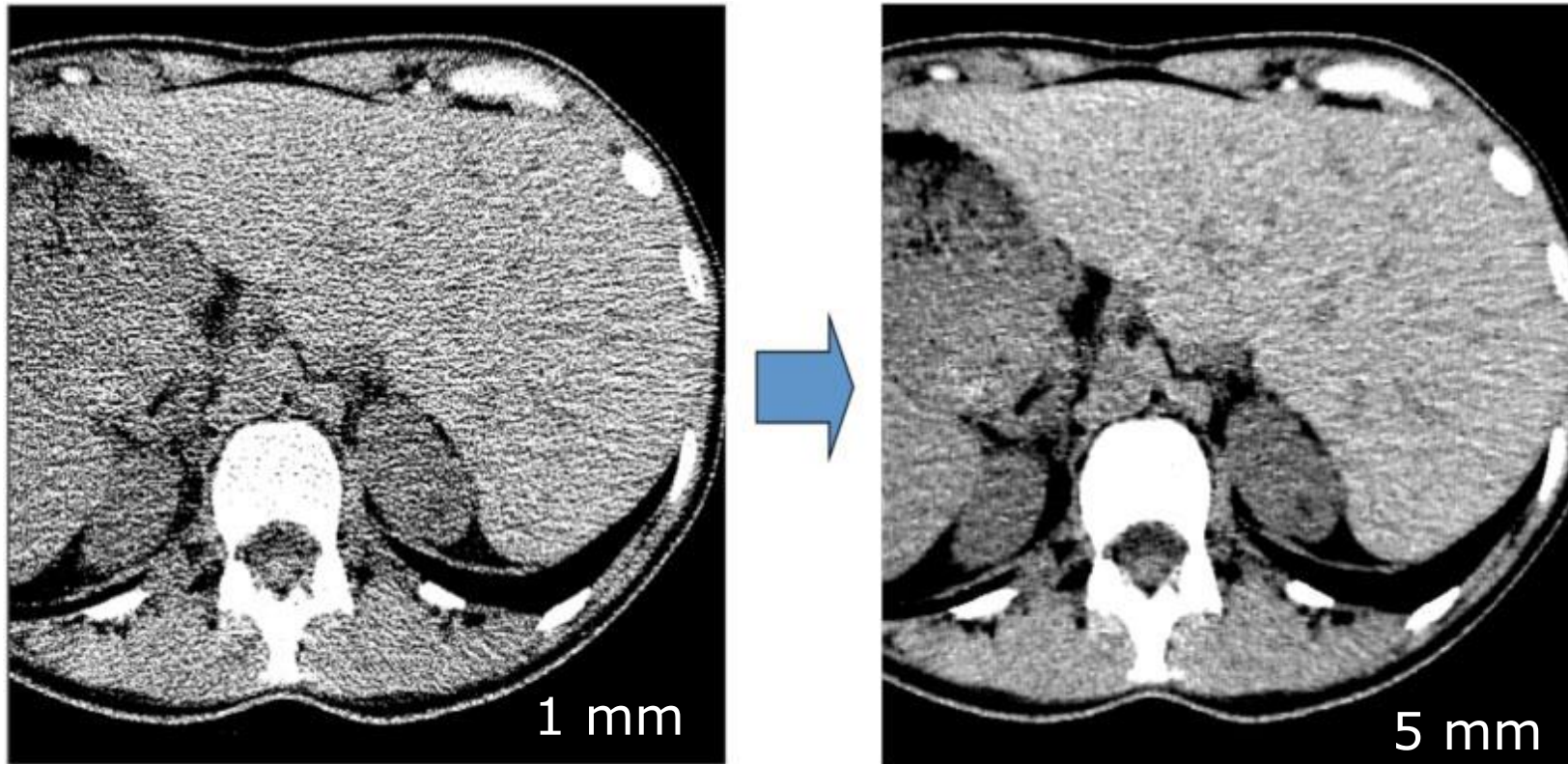
Padrão de teste gerado por computador, ilustrando a dependência de ruído da visibilidade do objeto. O diâmetro de cada disco é de 15 pixels.

- As intensidades dos discos (de cima para baixo) são 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80 e 90 HU.
- Os desvios padrão do ruído (da esquerda para a direita) dentro de cada sub-bloco são 0, 11,5, 23, 34,5, 46, 57,5, 69, 81 e 92,5 HU.



Ruído Quântico vs Espessura de Corte

As imagens cuja espessura de corte de reconstrução é muito fina apresentam alto nível de ruído. Cortes mais espessos apresentam uma textura mais suave na imagem.



A suavização da imagem diminui a resolução espacial de alto contraste e aumenta a resolução de baixo contraste.

Resolução Temporal

- A resolução temporal é a medida de tempo necessária para formar a imagem.
- A eficácia de qualquer tecnologia de imagiologia relaciona-se com a sua capacidade de fornecer detalhes de imagem (expressos em resolução espacial) na menor "janela" de tempo - expressa como resolução temporal, frequentemente por um número de milissegundos (ms).
- Exames tomográficos que possuem órgãos em movimento, como o coração ou as artérias mais calibrosas somente possuirão boa resolução espacial se a resolução temporal for alta.

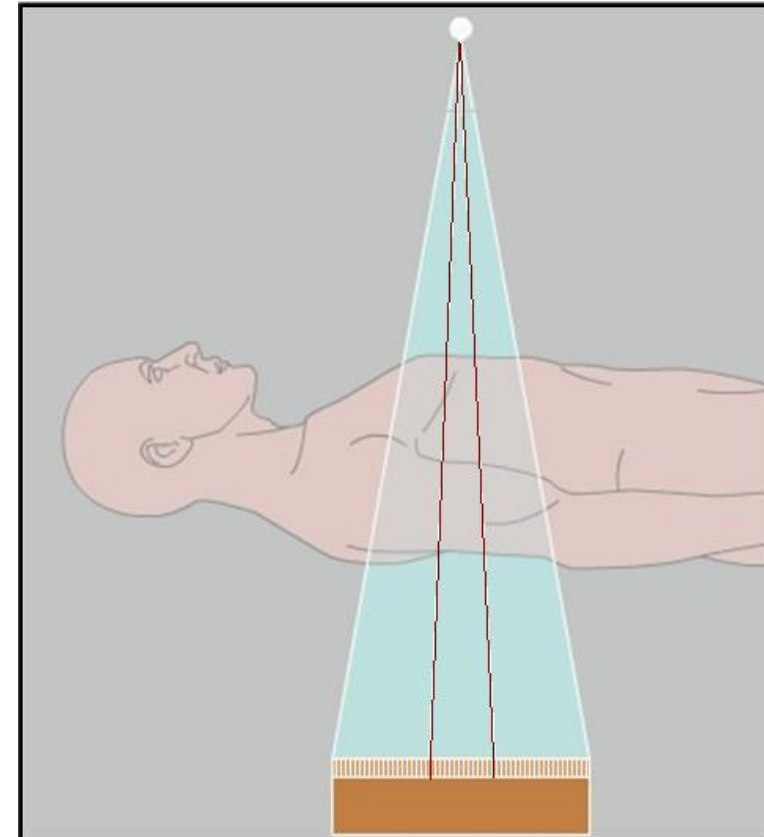
Resolução Temporal

- Uma angiotomografia de artéria coronárias é o melhor exemplo da necessidade de uma alta resolução temporal.
- O equipamento precisa adquirir cortes tomográficos com muita rapidez, de forma a reconstruir as imagens sem artefatos dos batimentos cardíacos.



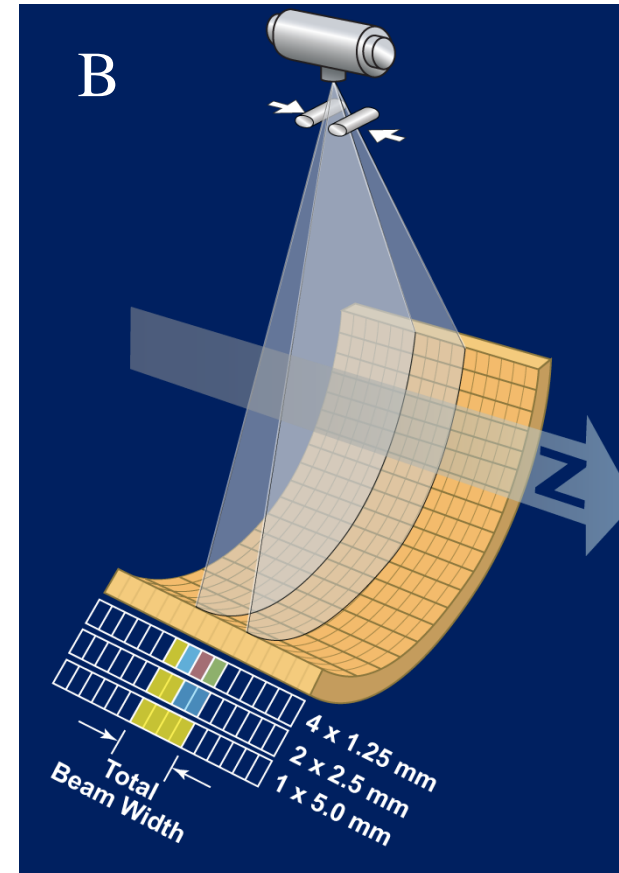
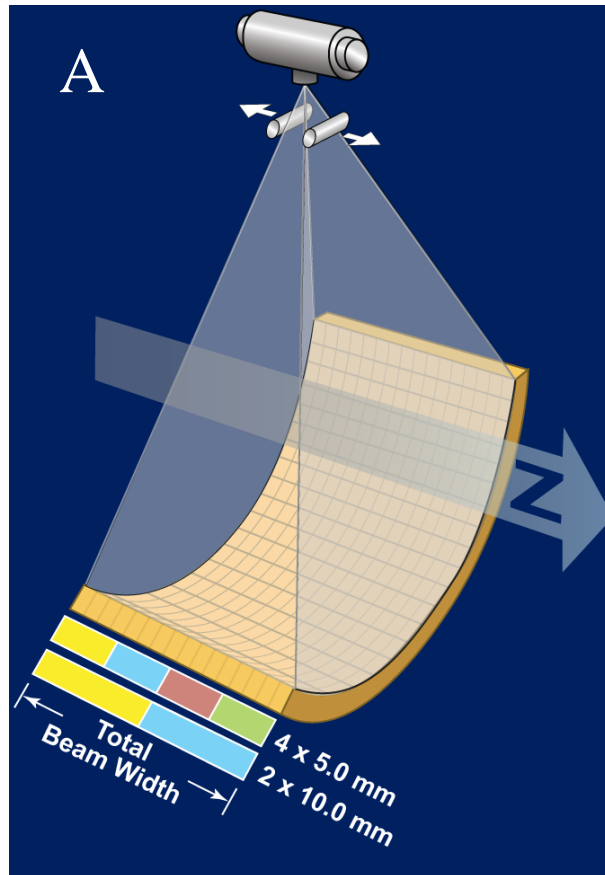
Efeito Cone do Feixe de Raios-X

- Está associado á natureza divergente do feixe e reduz a resolução da imagem.
- É mais acentuado em equipamentos de muitas fileiras de detectores e a sua correção ocorre por meio de software.
- Quando se deseja imagens de alta resolução, apenas uma região central da matriz de detectores é ativada para o escaneamento.



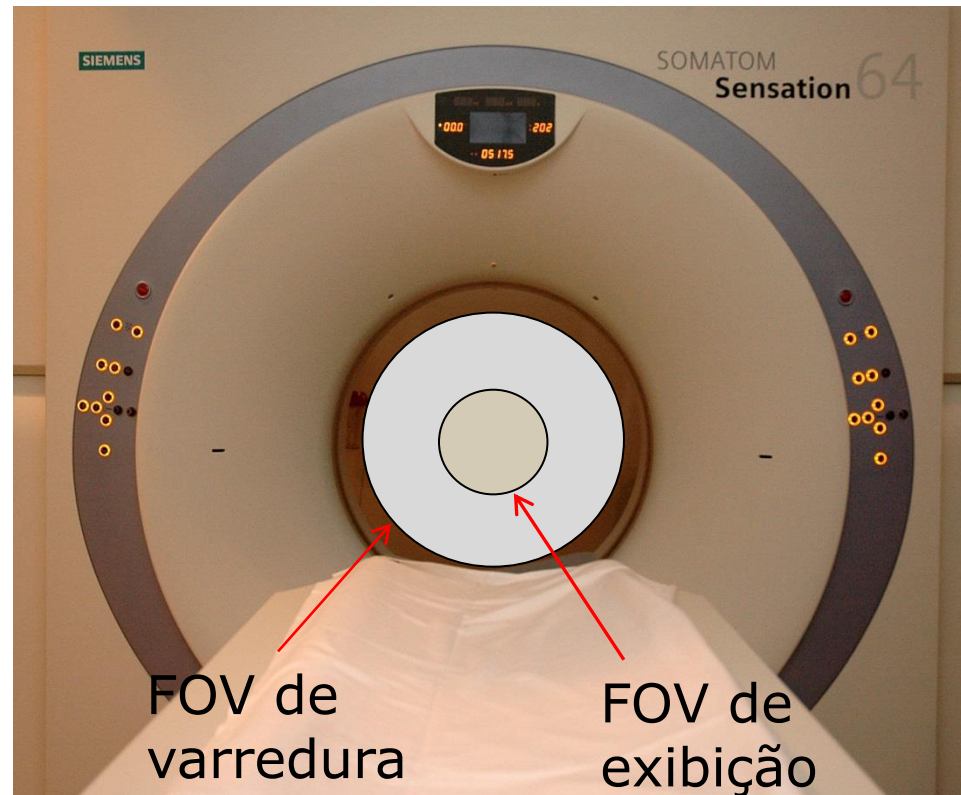
Efeito Cone do Feixe de Raios-X

Quando necessário, configura-se a colimação do feixe para ativar apenas a porção central da matriz de detectors (B).



FOV (Field of View)

- O campo de visão (FOV) é definido como o diâmetro máximo da imagem reconstruída.
- O seu valor pode ser selecionado pelo operador e, geralmente, encontra-se no intervalo entre 12 e 50 cm.
- Existem dois tipos de FOV: O FOV de varredura e o FOV de exibição.



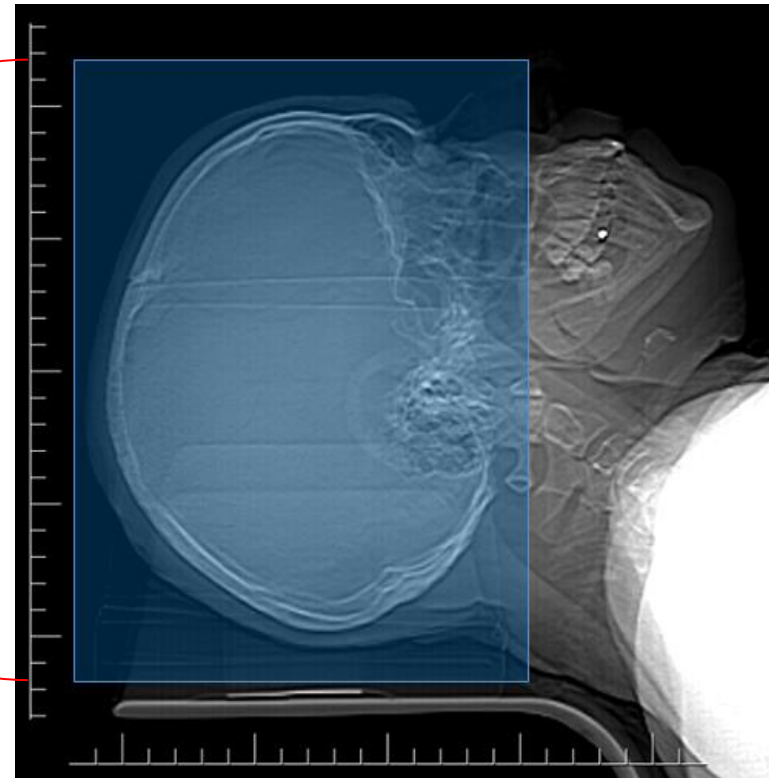
FOV (Field of View)

- O FOV em CT é a área da região de varredura incluída na reconstrução da imagem.
- Existem dois tipos de FOV: scan FOV (SFOV) e display FOV (DFOV). SFOV é a região dentro da abertura do pórtico, a anatomia incluída na reconstrução.
- SFOV é menor que a abertura física do pórtico de CT, que é a razão pela qual parte da anatomia é cortada na digitalização de pacientes maiores.
- Por outro lado, o DFOV é uma área de imagem reconstruída que pode ser exibida. O menor DFOV resulta em tamanho de imagem maior.
- O DFOV influencia as dimensões físicas do pixel da imagem. Um FOV de 10 cm em uma matriz de 512×512 resulta em dimensões de pixel de aproximadamente 0,2 mm, e um FOV de 35 cm produz larguras de pixels de cerca de 0,7 mm.

FOV (Field of View)

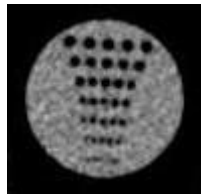
- FOV de varredura é a área máxima da abertura do gantry abrangida para a formação da imagem. Seu diâmetro é menor do que a abertura física do gantry, razão pela qual parte da anatomia é cortada ao escanear pacientes maiores.
- O FOV de exibição pode ser menor ou igual ao FOV de varredura. Menores valores de FOV resultam em maior tamanho da imagem.
- Se os dados brutos do exame estiverem disponíveis, o FOV pode ser alterado pelo pós-processamento.

FOV (de exibição)
delimitado no escanograma

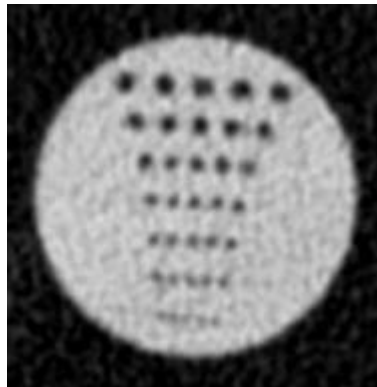


FOV (Field of View)

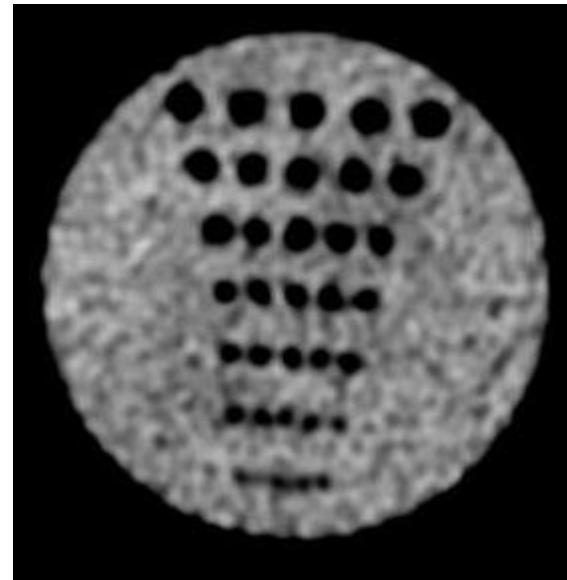
- A escolha de um FOV pequeno permite o aumento da resolução espacial da imagem, porque toda a matriz de reconstrução é usada para uma região menor. Isto resulta na redução do tamanho do pixel.
- Ao ser exibida, a imagem se apresenta com o tamanho adequado para uma determinada resolução espacial. Portanto, a imagem se apresenta menor no monitor quando o FOV é maior.



FOV 32 cm



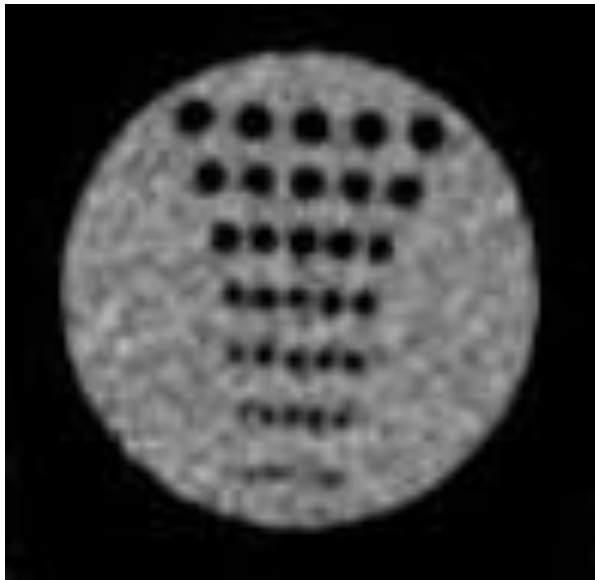
FOV 16 cm



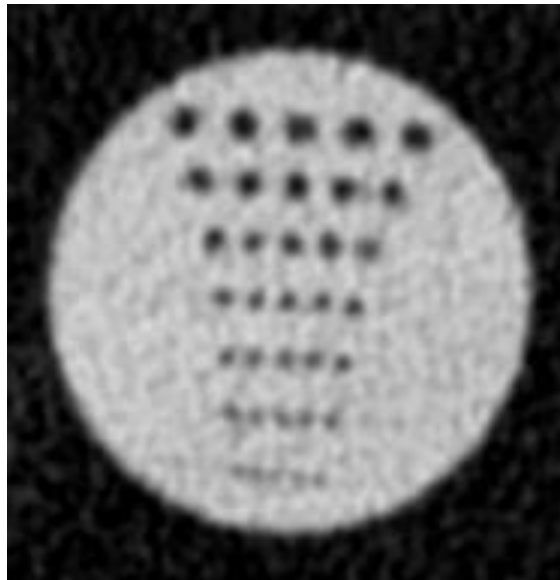
FOV 10 cm

FOV (Field of View)

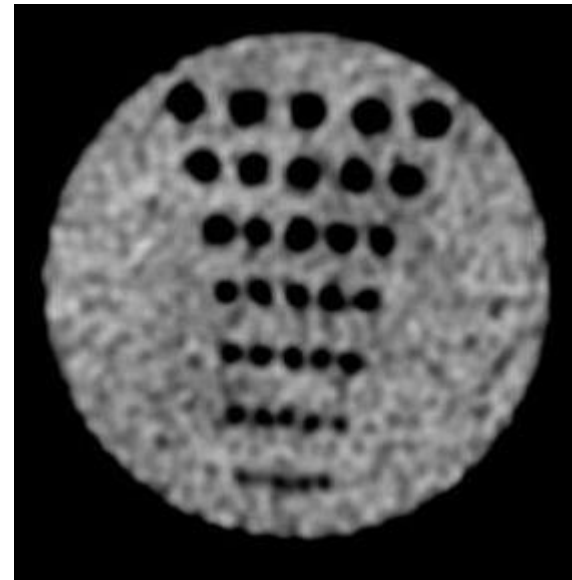
Ao aumentarmos com zoom o tamanho das imagens adquiridas com FOVs maiores, para torná-las do mesmo tamanho de uma imagem com FOV pequeno, aumentamos também o tamanho do pixel, reduzindo a sua resolução espacial.



FOV 32 cm



FOV 16 cm



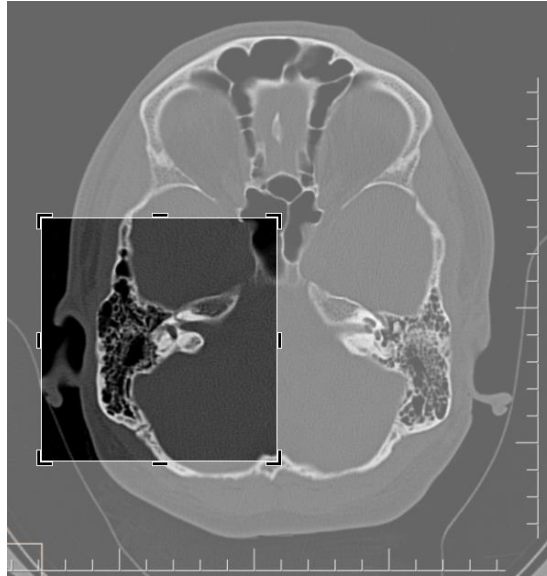
FOV 10 cm

FOV (Field of View)

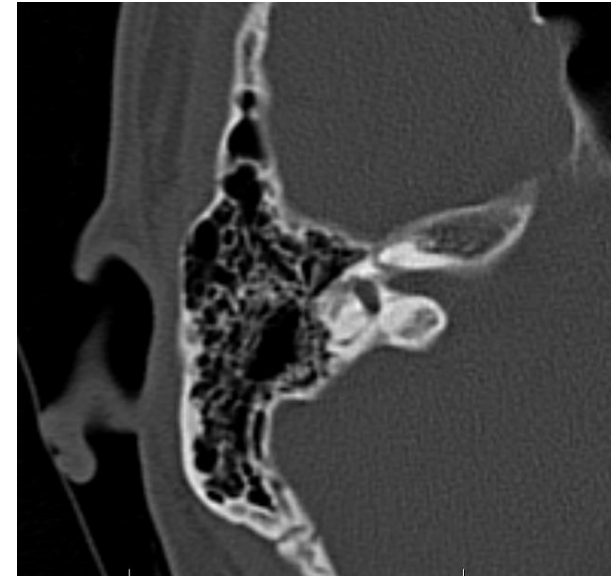
Exemplo de aplicação ajustada do FOV: Ossos temporais



Matriz: 512x512
FOV: 250 mm
Pixel: 0,488 mm



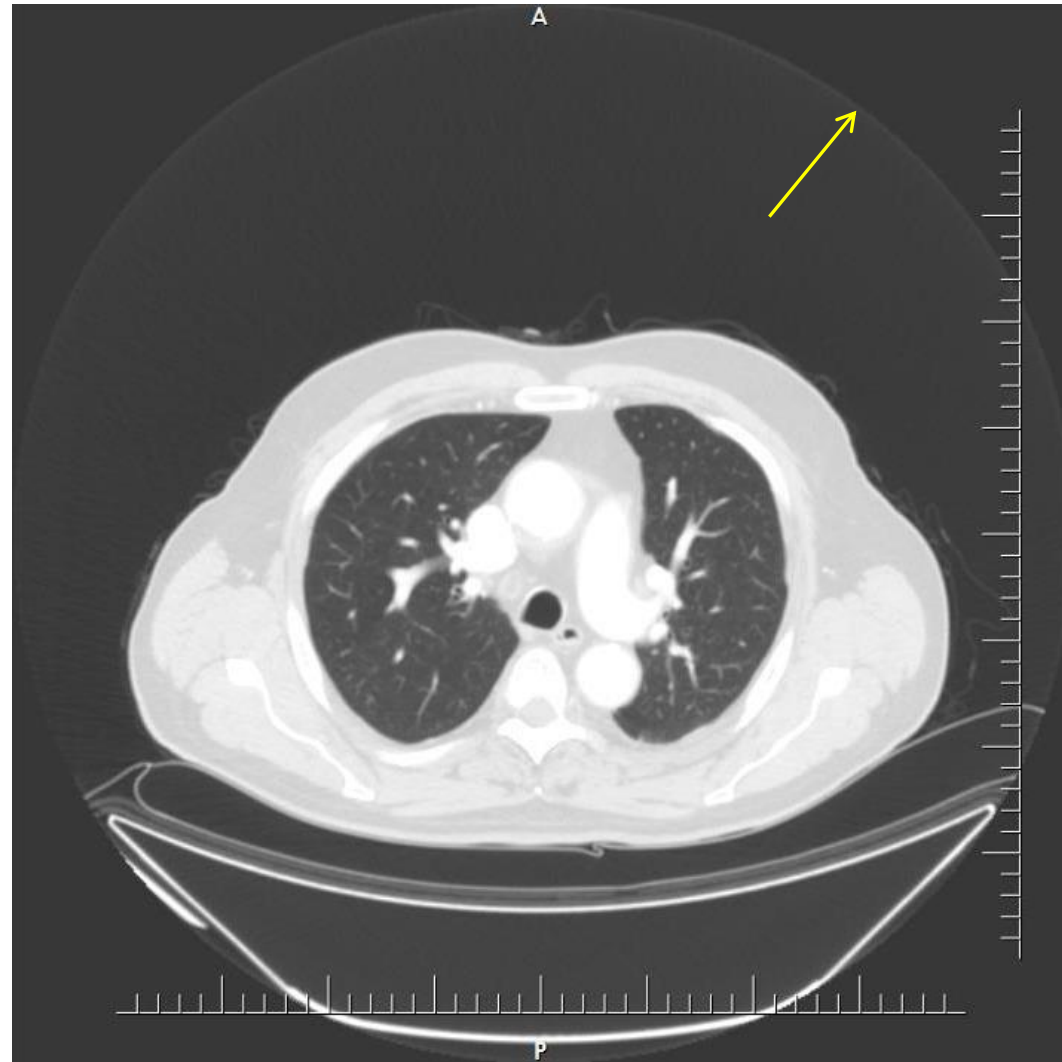
Matriz: 512x512
FOV: 100 mm
Pixel: 0,195 mm



Matriz: 512x512
FOV: 100 mm
Pixel: 0,488 mm

FOV (Field of View)

Imagem axial de tórax,
nível das artérias
pulmonares,
demonstrando que o FOV
(seta) não está otimizado
para a área de interesse.



2ª Parte:

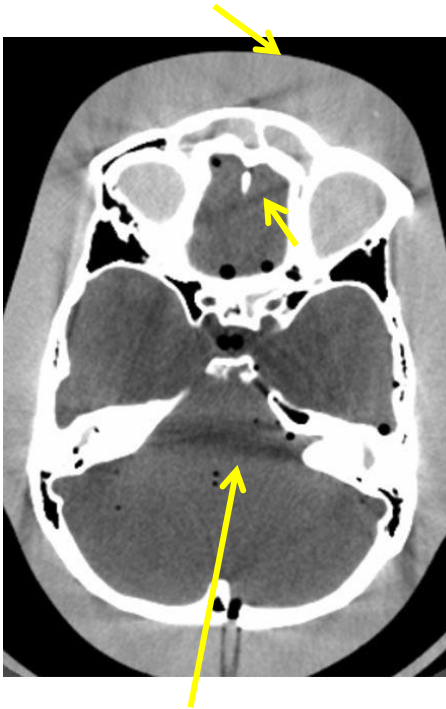
Artefatos de Imagem: Aparências, Causas e Correções

- Um artefato de imagem pode ser definido como qualquer discrepância entre os valores reconstruídos em uma imagem e os coeficientes de atenuação verdadeiros do objeto.
- Embora essa definição seja ampla o suficiente para cobrir quase todos os tipos de imagens não ideais, ela tem pouco valor prático, já que quase todas as imagens produzidas por um scanner de TC contêm um artefato por essa definição.
- Na prática, temos que limitar nossa discussão às discrepâncias que são clinicamente significativas ou relevantes, conforme julgado pelos radiologistas.
- Os artefatos de imagem são causados por muitos fatores: a natureza da física, o projeto do sistema abaixo do ideal, as limitações das tecnologias atuais e novas, as características do paciente e o uso adequado ou inadequado dos fatores de protocolo do scanner.

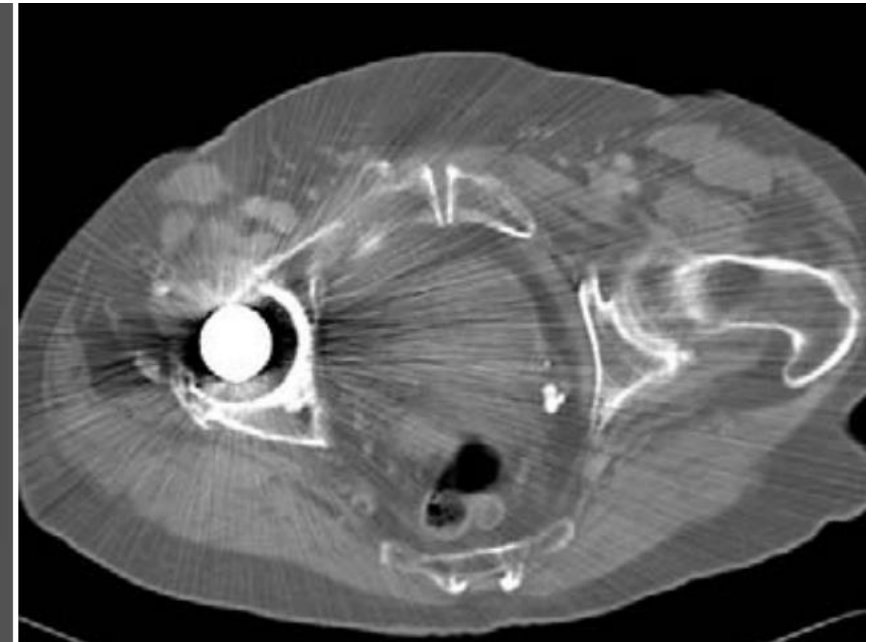
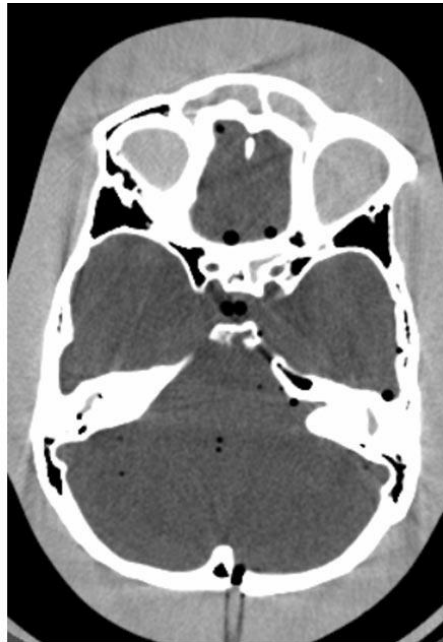
Artefato de “endurecimento do feixe de radiação”

- O beam hardening (endurecimento do feixe) é a fonte mais comum de artefatos e resulta em diferentes padrões tais como: artefato de escavação, halo hipodenso ou estrias escuras.
- Existe, ainda, um outro padrão de artefato cuja origem e expressão na imagem se assemelha aos artefatos de beam hardening, o photon starvation (PS: extinção de fótons).
- Um artefato PS ocorre quando o paciente é grande, isto é, quando os raios X são altamente atenuados por um objeto. O artefato PS se torna especialmente proeminente em baixas doses de raios X e com condições de imagem de cortes finos onde o número de fótons que atingem a fileira de detectores é baixo.

Interface osso vs partes moles

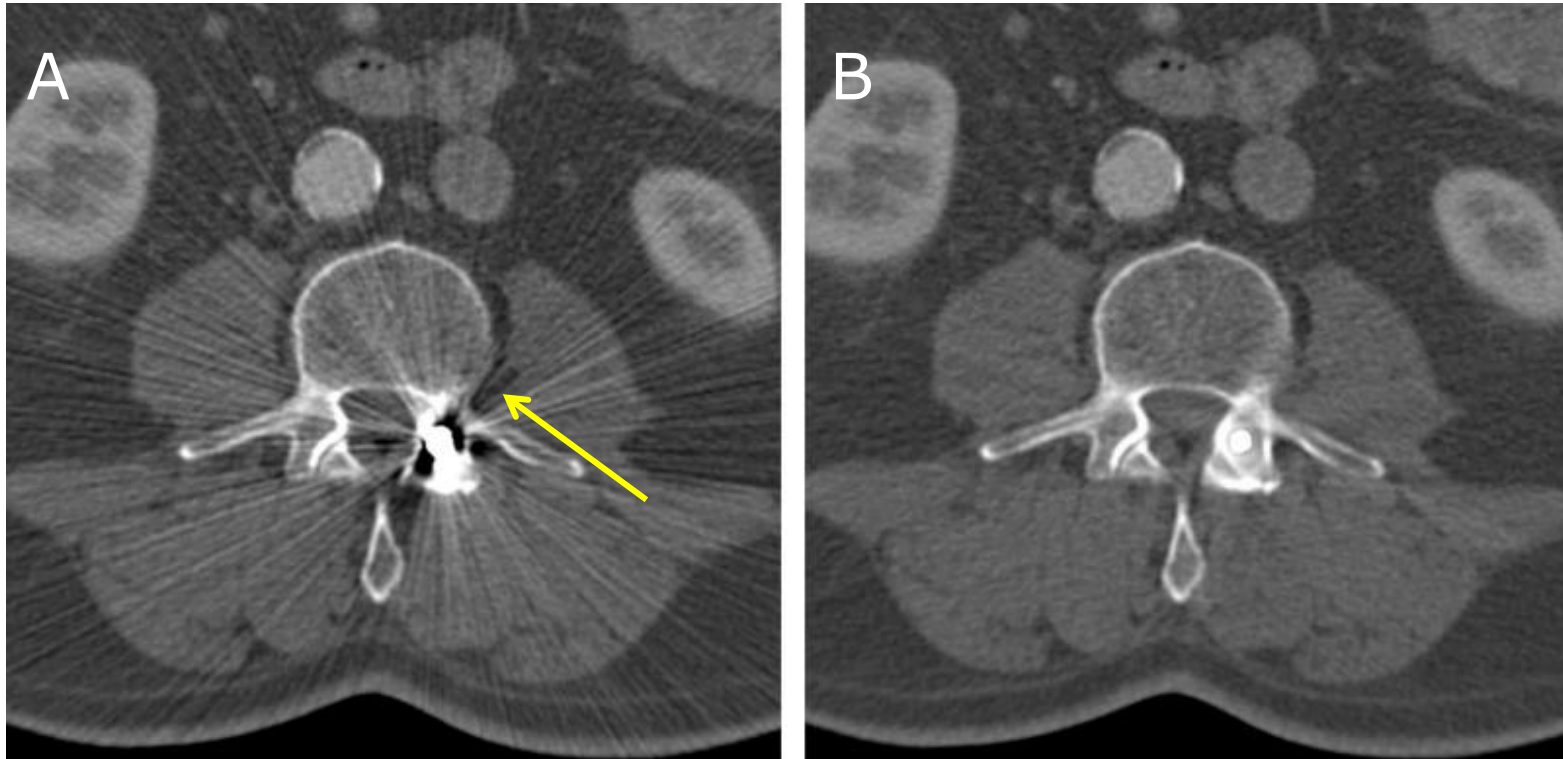


Artefato de
Hounsfield



Escanograma e corte axial mostrando
prótese de quadril.

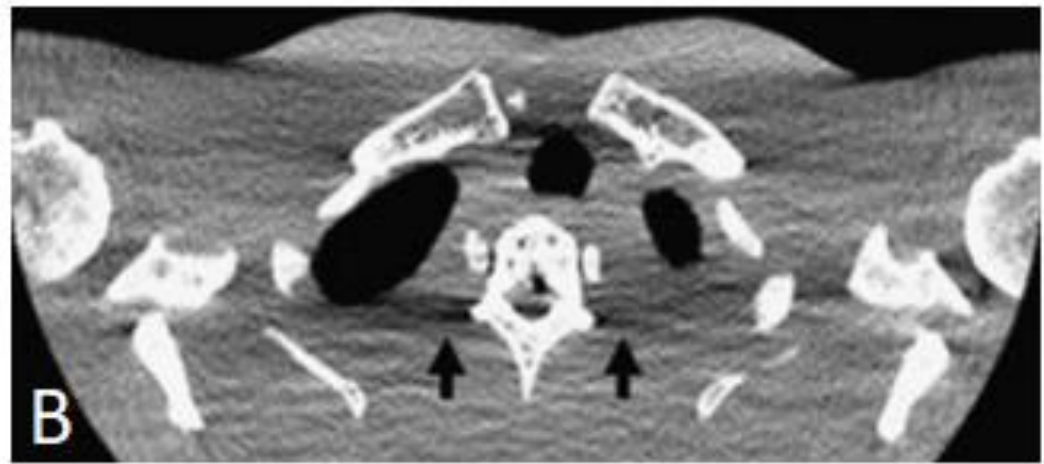
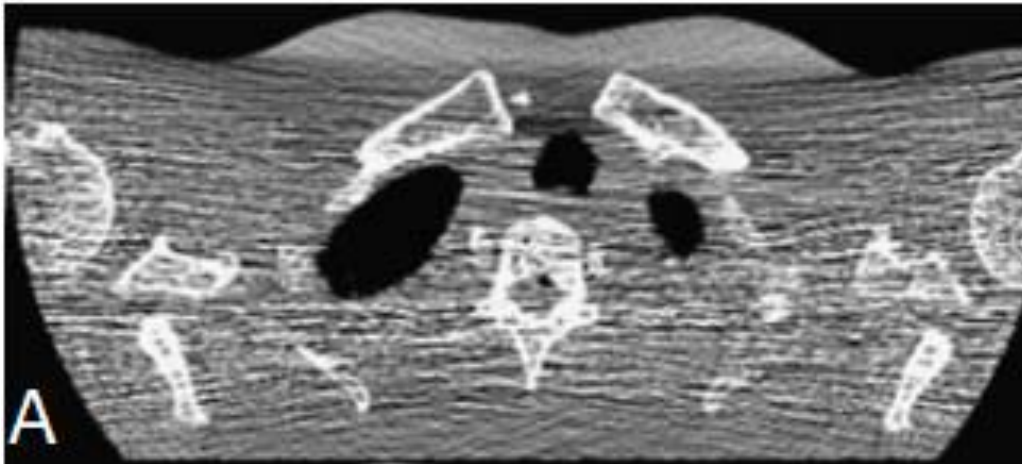
Presença de objetos metálicos



- Para minimizar os artefatos devido a interfaces ósseas e metais:
 ↑ kV, ↑ mAs, ↓ Pitch, ↓ espessura de corte, ↓ colimação
- A imagem B foi reprocessada, à partir de A, com software de remoção de artefatos metálicos.

Artefato de "Extinção de fótons" (PS)

- Em corte tomográficos de tórax, na região dos ombros, a largura do paciente é sempre maior;
- A imagem A mostra severo artefato "PS". Na imagem B, com maior dose de radiação, o artefato é menor (setas).



Artefatos Induzidos por Detectores

Velocidade primária e persistência luminosa

- Quase todos os materiais de cintilação no estado sólido apresentam certos níveis de decaimento e pós-luminescência.
- Se expusermos um detector de estado sólido a fótons de raios X por um período de tempo e desligarmos rapidamente feixe de entrada, a saída do detector não chegará a zero imediatamente.
- O sinal residual é mantido de alguns microssegundos a algumas centenas de milissegundos, dependendo do material cintilante.
- A velocidade primária do detector afeta principalmente a resolução espacial das imagens reconstruídas, enquanto os componentes de pós-luminescência afetam principalmente os artefatos de imagem.

Velocidade primária e persistência luminosa

- Para ilustrar o impacto da velocidade primária, um simulador (fantoma) foi escaneado duas vezes em um scanner GE com um detector HiLightTM.
- Para reduzir outros fatores que poderiam influenciar as medições, esses dois exames tiveram o mesmo fluxo total de fótons de raios X (200 mA por 0,5 s e 50 mA por 2 s, ou seja, 100 mAs).
- Ambas as imagens foram reconstruídas com um filtro de alta resolução em um FOV de 12 cm, como mostrado nas figuras A e B.
- É claro a partir da figura que uma degradação significativa na resolução espacial está presente para a varredura de 0,5 segundo. Uma aparência semelhante a um cometa pode ser observada ao redor do fio ao longo da direção azimutal da figura B.

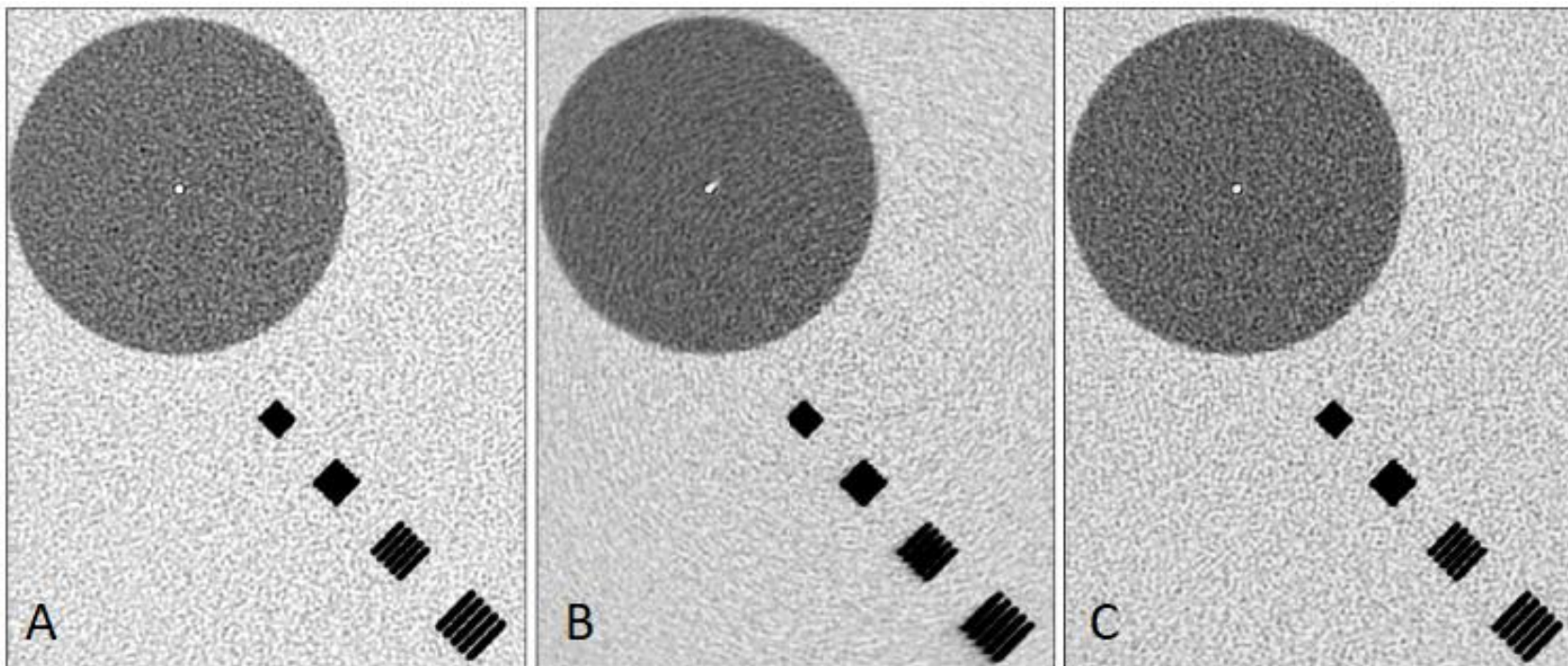
Velocidade primária e persistência luminosa

Imagens reconstruídas de um simulador, com escaneamento:

A: a uma velocidade de varredura de 2,0 segundos;

B: a uma velocidade de varredura de 0,5 segundos sem correção de decaimento do detector;

C: a uma velocidade de varredura de 0,5 segundos com correção de decaimento do detector, por software.



Velocidade primária e persistência luminosa

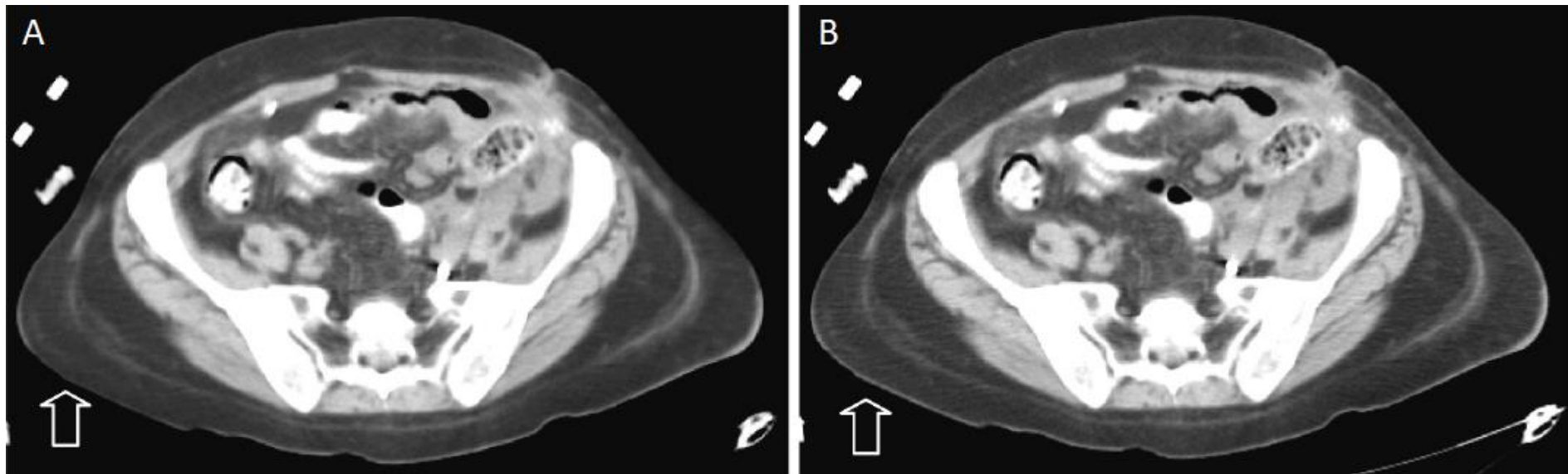
- Além da perda de resolução, o padrão de ruído não é mais homogêneo para a varredura de 0,5 segundo, como resultado da velocidade primária do detector.
- Um exame mais detalhado do fundo na figura mostra que o ruído segue a **orientação azimutal** da figura B, enquanto o ruído não tem orientação preferencial na figura A.
- Outro impacto da velocidade primária do detector é a distorção introduzida nas imagens reconstruídas. As barras no fantoma são de forma fisicamente retangular.
- A forma das barras maiores na figura B é significativamente distorcida em comparação com a figura A, como resultado da contaminação do sinal residual das vistas anteriores.

Velocidade primária e persistência luminosa

- O impacto do **brilho residual** do detector na qualidade da imagem é um pouco diferente. Os sinais de pós-luminescência constituem alguns por cento do sinal geral.
- Portanto, seu impacto na resolução espacial é relativamente pequeno. Seus efeitos são revelados principalmente como sombreamento e anéis, causados por uma variação de canal a canal nas características de pós-luminescência.
- O impacto do componente de constante de tempo relativamente curto é limitado à superfície do objeto escaneado, onde o contraste é o mais alto (**objeto versus ar**).

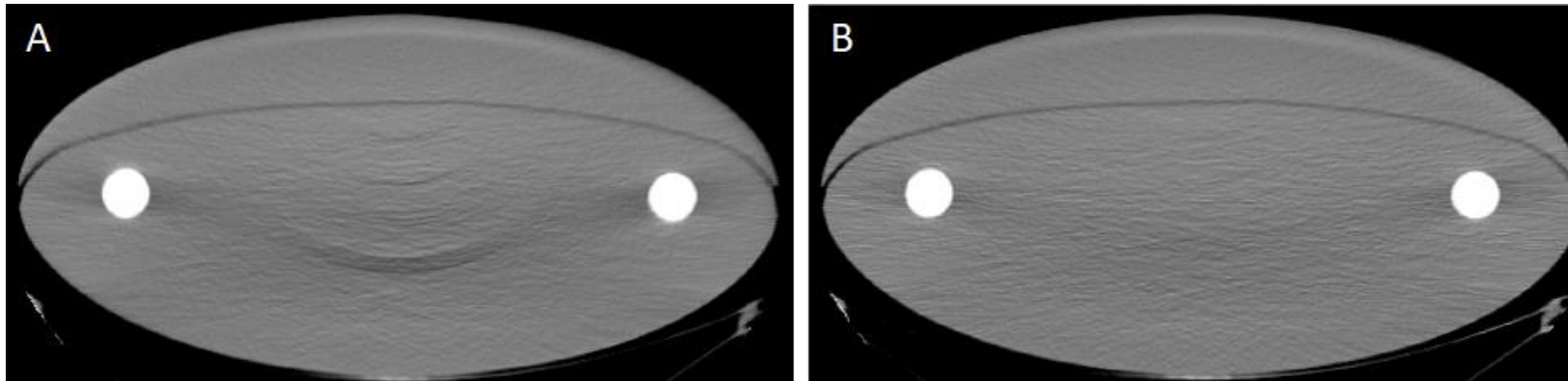
Velocidade primária e persistência luminosa

- Para ilustrar esse fenômeno, a figura A apresenta um exemplo clínico em que um paciente foi examinado a uma velocidade de varredura de 1 segundo.
- A pele no lado inferior esquerdo da imagem desaparece, conforme indicado por uma seta.
- Embora este tipo de artefato não apresente qualquer risco de diagnóstico incorreto, ele degrada a qualidade da imagem.
- Na imagem B, o artefato de decaimento foi corrigido por software.



Velocidade primária e persistência luminosa

- Os artefatos de imagem mais sérios são causados por componentes de persistência luminosa com constantes de tempo longas.
- Uma não uniformidade de célula a célula detectora em um nível de pós-luminescência pode causar anéis e arcos profundos no interior do objeto reconstruído.
- Para demonstrar esse artefato, escaneou-se um grande fantoma oval com seu centro posicionado aproximadamente 10 cm abaixo do isocentro. O fantoma foi escaneado em uma velocidade de 1 s por giro do tubo, com um detector que exibiu uma quantidade significativa de brilho.



Velocidade primária e persistência luminosa

Correções

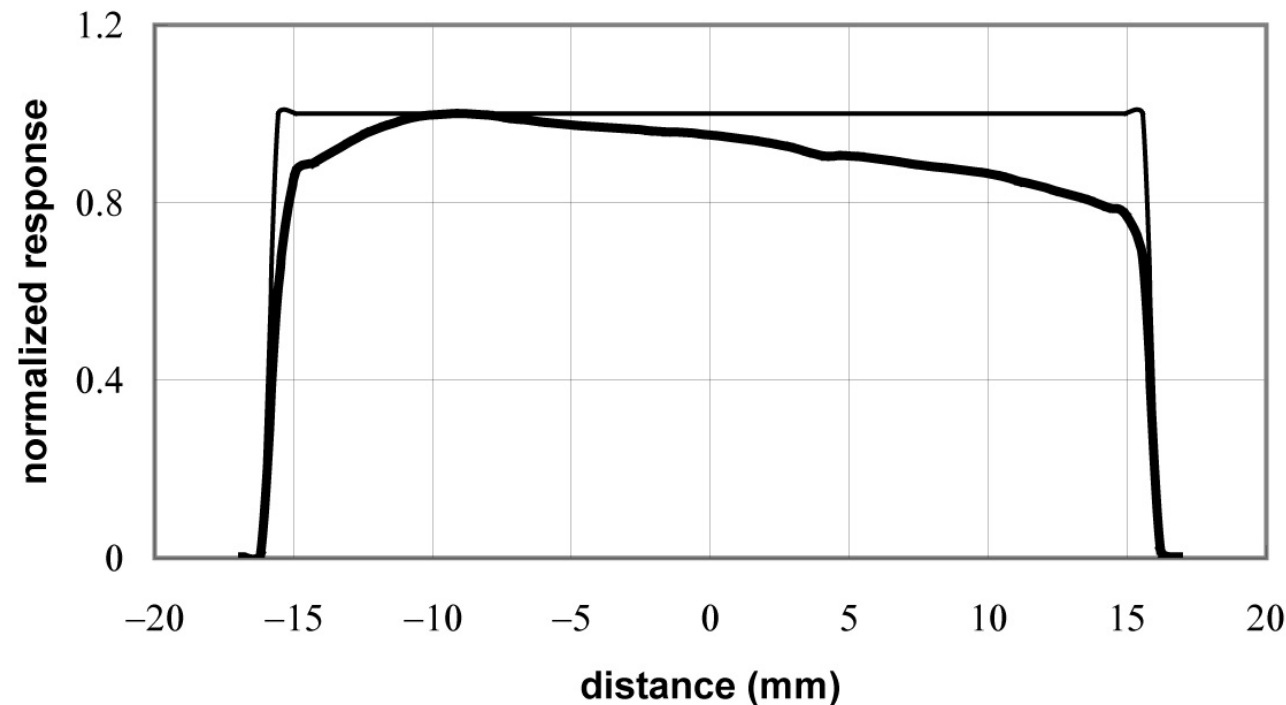
- Vários métodos estão disponíveis para combater artefatos de imagem relacionados ao decaimento do cintilador.
- O melhor método, claro, é remover a causa raiz dos artefatos.
- Assim, se conseguirmos suprimir suficientemente o crepúsculo e a velocidade primária do próprio material cintilante, as amostras de projeção ficam livres de **contaminação de amostras anteriores**.
- Estudos mostraram que os decaimentos dos detectores podem ser suficientemente suprimidos por **dopagem dos cintiladores** com materiais de terras raras.

Uniformidade de resposta do detector

- Assumimos até aqui que a resposta do detector aos fótons de raios X era espacialmente uniforme. Ou seja, a saída de um detector não se alterou com a localização em que o fóton de raios X invadiu o detector.
- Se a resposta do detector é plotada em função da localização, esta deve ser uma função de formato retangular, como mostrado pela linha fina e sólida na figura adiante.
- Por exemplo, a resposta de uma célula detectora recém-fabricada se aproxima da resposta “ideal”, mas à medida que o detector envelhece, é provável que a resposta do detector mude.
- A refletividade do material colocado entre as células do detector (para canalizar os fótons de luz em direção aos diodos de fótons) também pode mudar com o tempo devido à exposição à radiação.

Uniformidade de resposta do detector

- O eixo horizontal representa a localização ao longo do eixo z do detector, ou seja, através da espessura da fatia (1 fileira), e o eixo vertical representa a resposta do detector.
- A linha grossa na figura representa uma resposta celular degradada do detector. A linha fina retangular representa o sinal ideal.

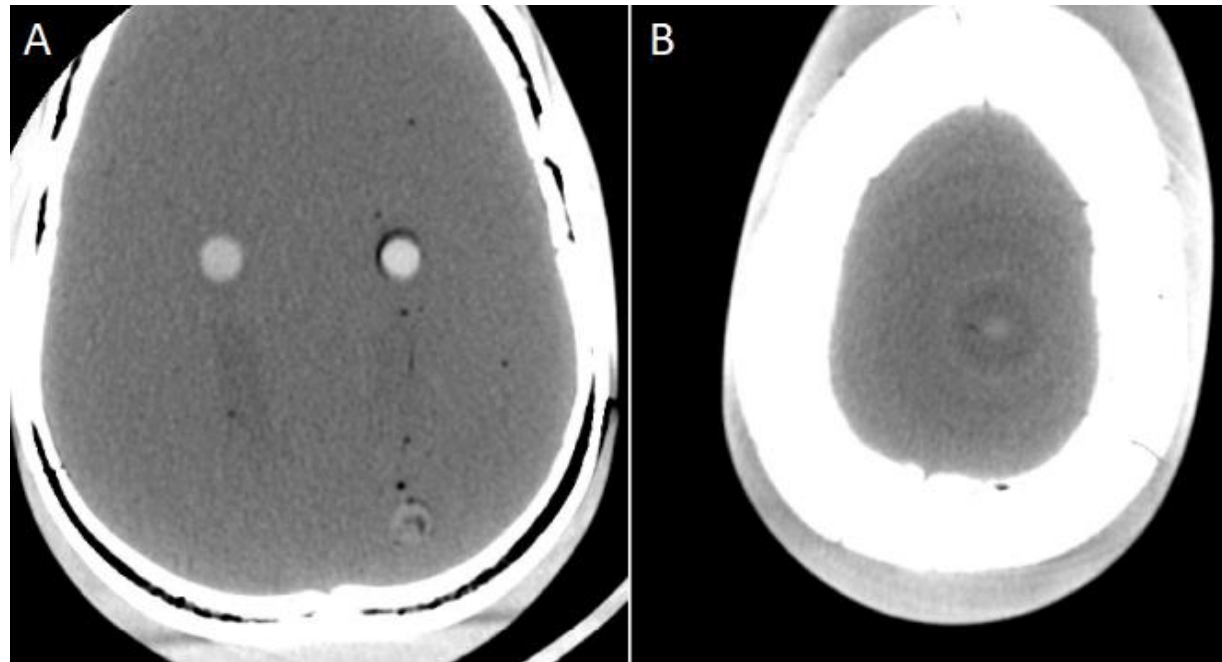


Uniformidade de resposta do detector

- O **gradiente de fluxo de raios X** de entrada é induzido pelo objeto escaneado.
- Se um fluxo uniforme de raios X for passado através de um objeto inclinado (por exemplo, escaneamento próximo ao topo de uma cabeça humana), o fluxo de raios X não é mais uniforme.
- As intensidades de raios X em direção ao topo da cabeça são mais altas do que em direção ao fundo, já que o raio da cabeça reduz rapidamente. A maioria das anatomias humanas não muda drasticamente em forma ao longo do eixo longo (eixo z).
- Como resultado, uma variação no fluxo de raios X torna-se significativa apenas ao longo de uma distância razoavelmente grande (por exemplo, 5 a 10 mm).

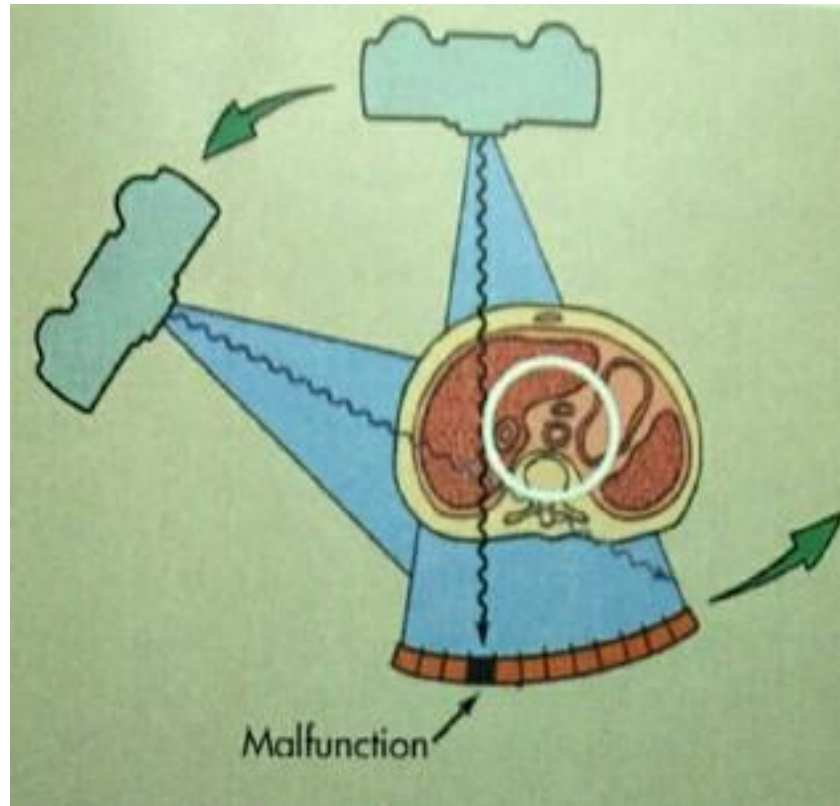
Uniformidade de resposta do detector

- Por exemplo, um fantoma de crânio foi escaneado com um detector degradado em dois locais: no meio e no ápice do crânio, com uma espessura de corte de 7 mm, para garantir variação suficiente em z sobre a espessura da fatia.
- Na seção central, o formato do crânio é aproximadamente cilíndrico, com pouca variação em z. A figura A mostra a imagem reconstruída sem artefatos visíveis. Para o corte feito no ápice (B), os artefatos de imagem são claramente visíveis como anéis concêntricos.



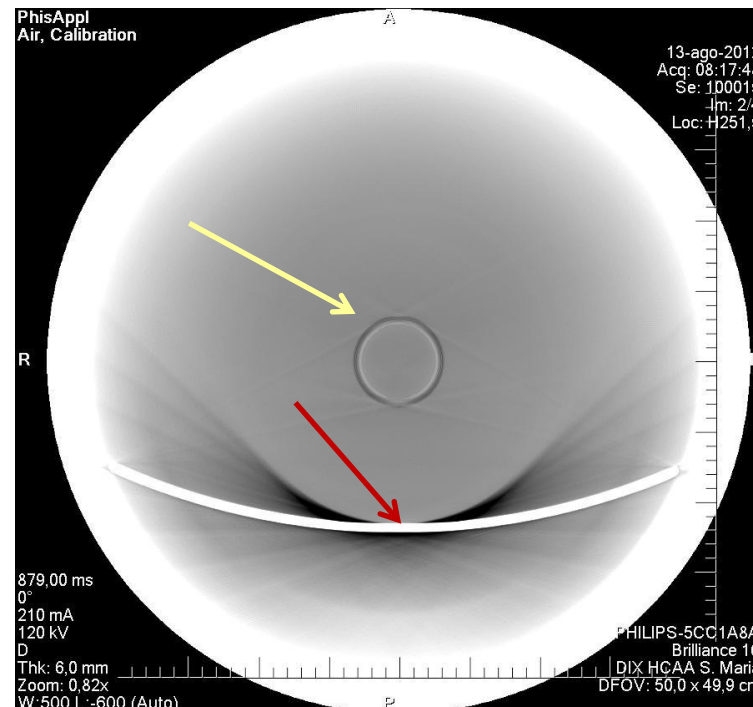
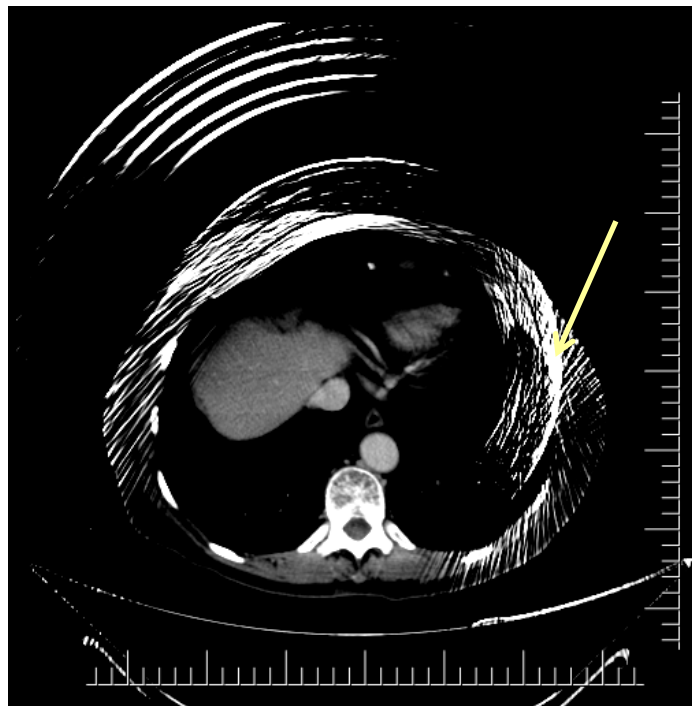
Artefatos Induzidos por Detectores

Se um detector falha, também surge um artefato em forma de anel



Artefatos Induzidos por Detectores

Imagens de tórax e de um fantoma de água demonstrando artefatos.



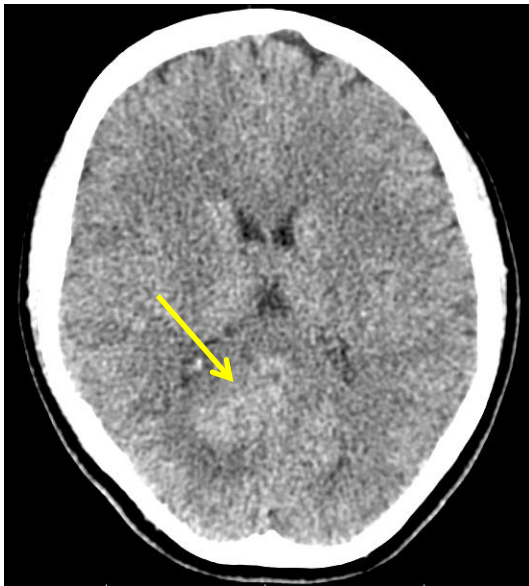
Solução:

- a) Calibrar detectores (flutuação transitória por temperatura)
- b) Solicitar substituição de detectores (pane irreversível).

Seta vermelha mostra artefato devido à rachadura em filtro físico.

Artefatos Induzidos por Detectores

Artefatos devido a falhas em detectores, simulando lesões



Artefato simulando
massa tumoral

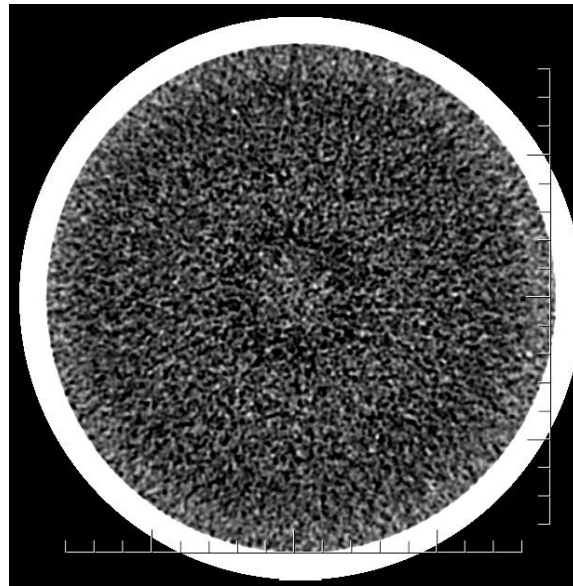


Imagem do fantom
centralizado

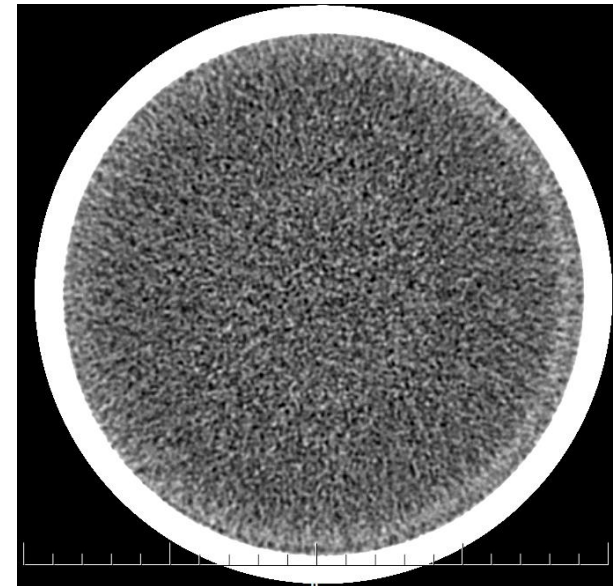
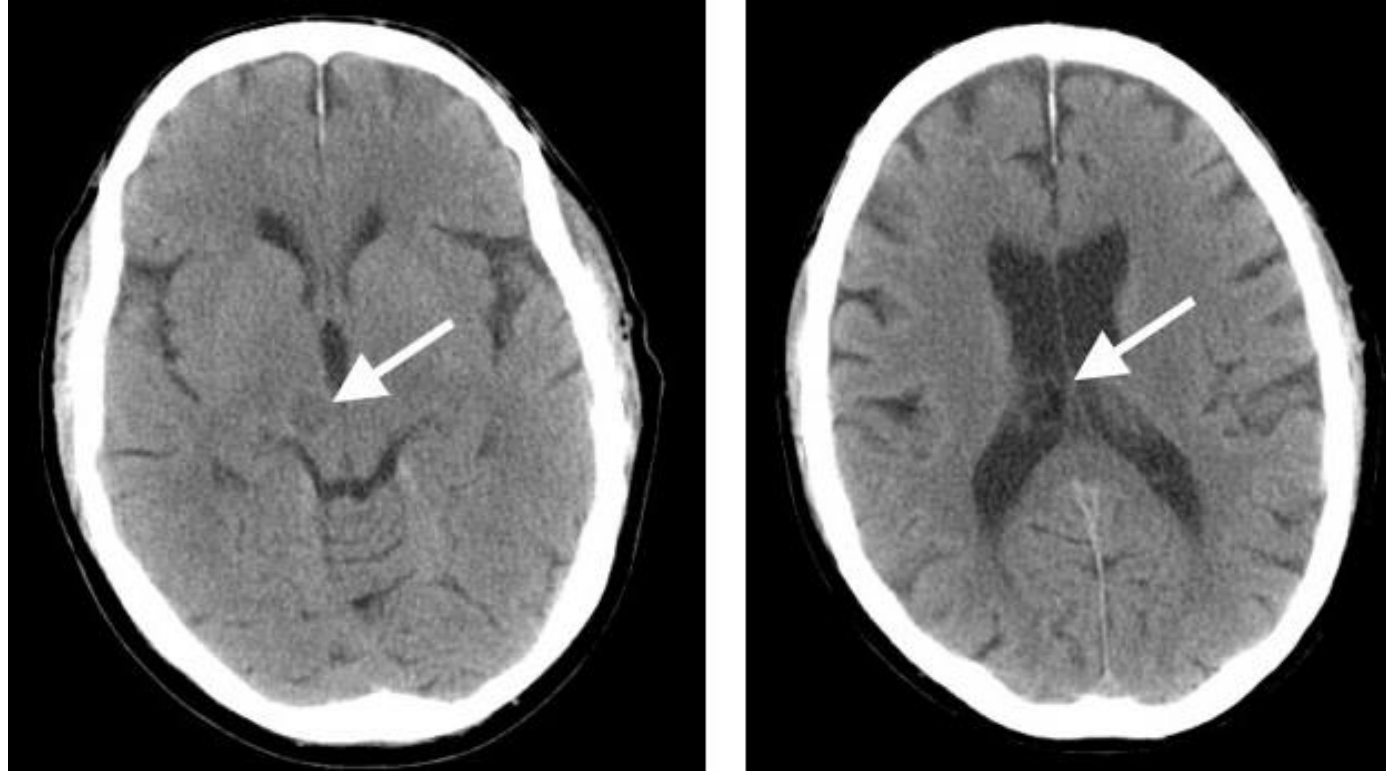


Imagem do fantom
pós 1ª calibração
de detectores

Causas possíveis:

- Falta de calibração dos detectores
- Flutuação da temperatura da sala

Outros artefatos que simulam lesões



Artefato hipoatenuante, menos aparente em algumas imagens do que em outras, dependendo da região anatômica.

Causa detectada:

Material estranho localizado na superfície do colimador.

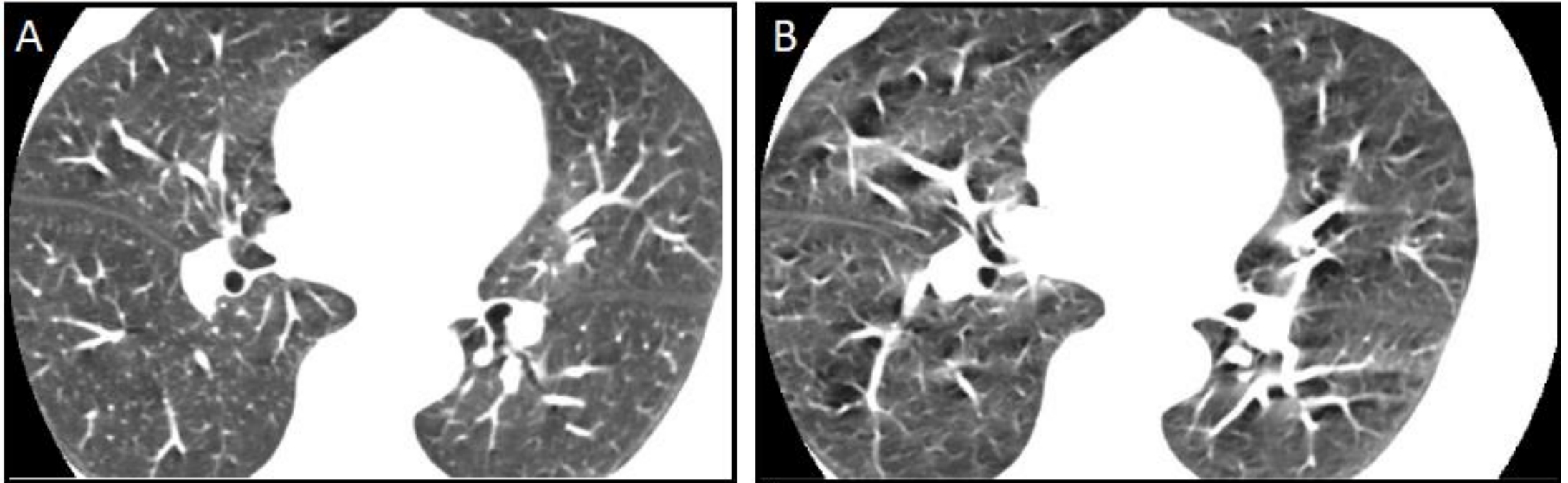
Artefatos Induzidos pelo Paciente

Movimento do paciente

- As seções anteriores descreveram inconsistências de dados causadas por defeitos do detector.
- Uma situação semelhante pode ocorrer quando um paciente se movimenta durante a varredura.
- O movimento pode ser voluntário (movimento respiratório) ou involuntário (peristaltismo e movimento cardíaco) e geralmente é em 3D.
- O objeto de interesse pode se mover, expandir ou encolher dentro do plano de varredura. O objeto inteiro também pode entrar e sair do plano de corte.
- Como esses artefatos podem, às vezes, imitar doenças e causar erros de diagnóstico, deve ser dada especial atenção para reconhecê-los, evitá-los ou corrigi-los.

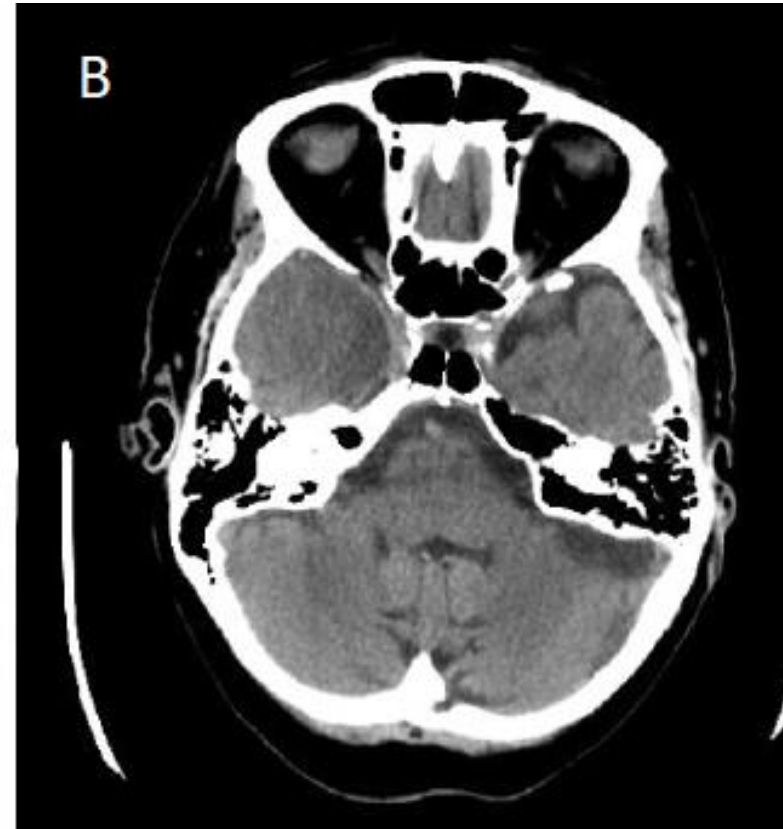
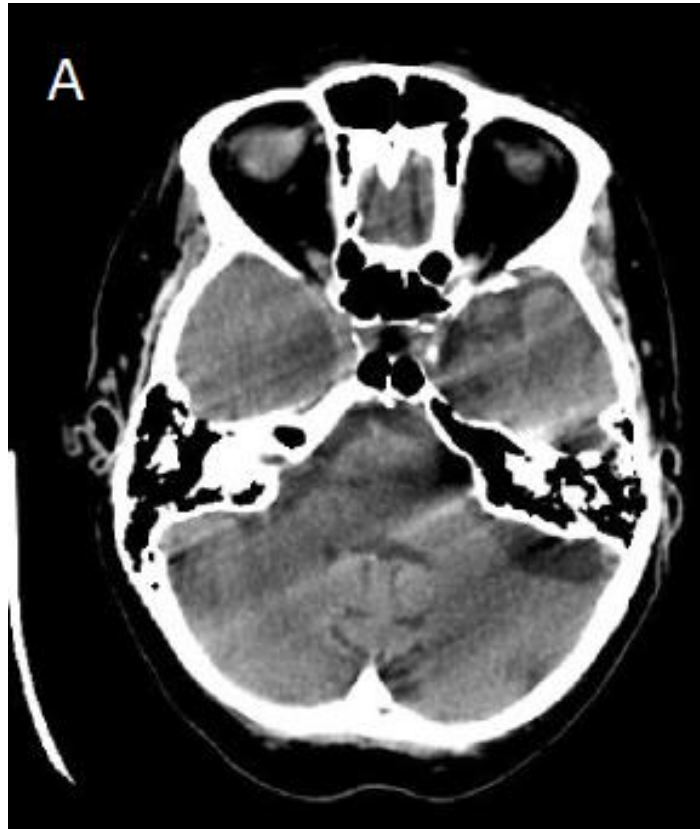
Movimento do paciente

Ilustração de um artefato de movimento respiratório. A: Varredura de tórax relativamente livre de movimento respiratório e B: mesmo paciente examinado durante a respiração.



Movimento do paciente

Atualmente existem algoritmos de correção em equipamentos mais modernos, que podem minimizar os artefatos de movimento, conforme demonstrado entre a figura A, cujo paciente se movimentou e a figura B, com o mesmo corte corrigido por software.

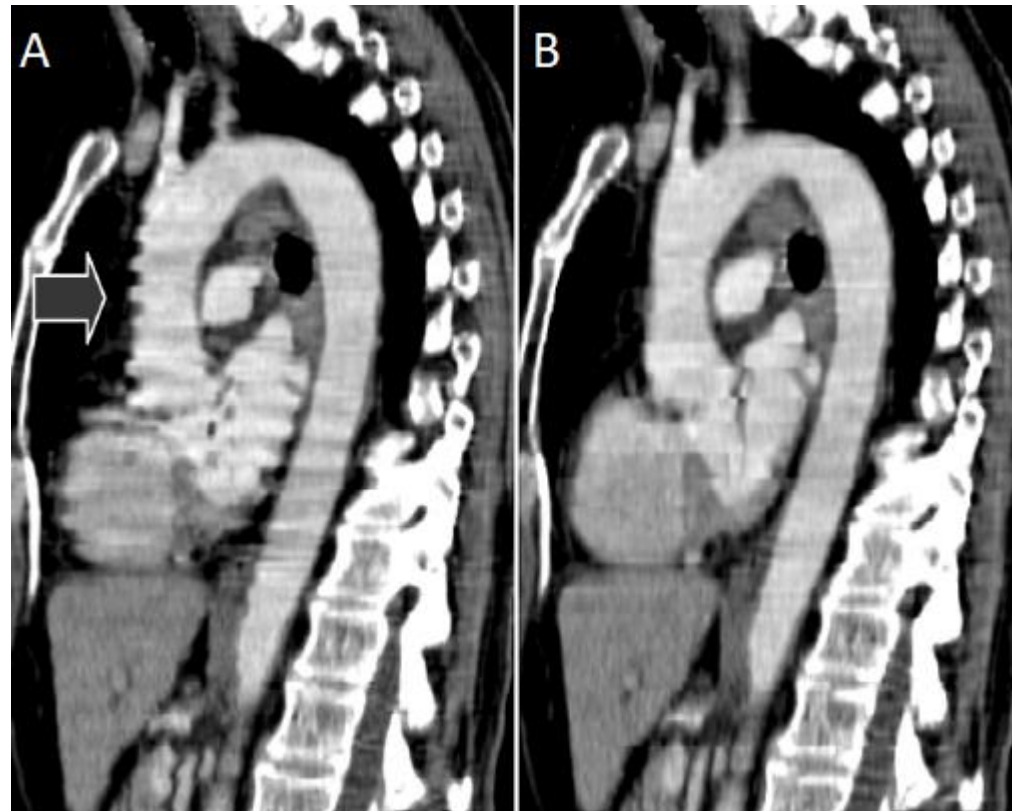


Movimento do órgão

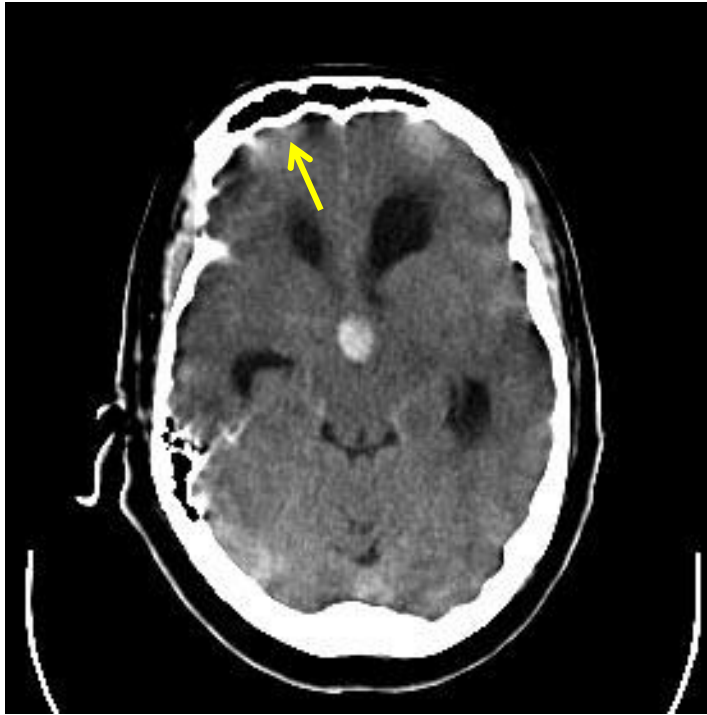
Imagens sagitais ilustram artefatos de movimento entre os cortes, devido à pulsação cardíaca. Dados coletados em um scanner de 4 fileiras com configuração de detector de $4 \times 3,75$ mm, pitch de 0,75, rotação de pórtico de 1,0 segundo e aquisição total de 31 segundos.

A: Sem conexão com ECG

B: Tomógrafo sincronizado com ECG.



Movimento do paciente ou do órgão



Recursos para minimizar artefatos de movimento:

- a) Aumentar o pitch (\uparrow velocidade da mesa)
- b) Diminuir tempo de rotação do tubo
- c) Aumentar a espessura do corte (equipamentos single-slice)
- d) Orientação clara ao paciente (movimentos voluntários)

Artefatos Induzidos pelo Operador

- Os operadores de TC são o elo mais importante e mais direto com os pacientes. Eles fornecem as respostas para muitas perguntas que não podem ser facilmente obtidas por fabricantes de CT, pesquisadores acadêmicos ou mesmo radiologistas.
- O conhecimento e habilidade dos operadores faz uma diferença significativa na qualidade final da imagem.
- Conforme abordado, há dois aspectos no combate a artefatos de imagem: correção e evitação.
- Em muitos casos, orientações claras ao paciente sobre a respiração e imobilidade durante o exame evitarão artefatos de movimento.
- A seleção correta da colimação do feixe, tempo de rotação do tubo, entre outros fatores, também irá evitar ou minimizar outros vários artefatos de imagem.

Referências

- HSIEH, J. **Computed tomography : principles, design, artifacts, and recent advances.** Library of Congress Cataloging-in-Publication 2nd ed. 2009
- KAZA, Ravi K. et. al. **Emerging Techniques for Dose Optimization in Abdominal CT.** RadioGraphics 2014; 34:4–17.