

Equipamentos de Imagiologia Médica

2021/2022

Teresa Sousa

Aula 4



Lic. Eng. Biomédica
Bioeletrónica

Imagiologia de transmissão

Princípios físicos

Radiografia

Tomografia Computorizada (TC)

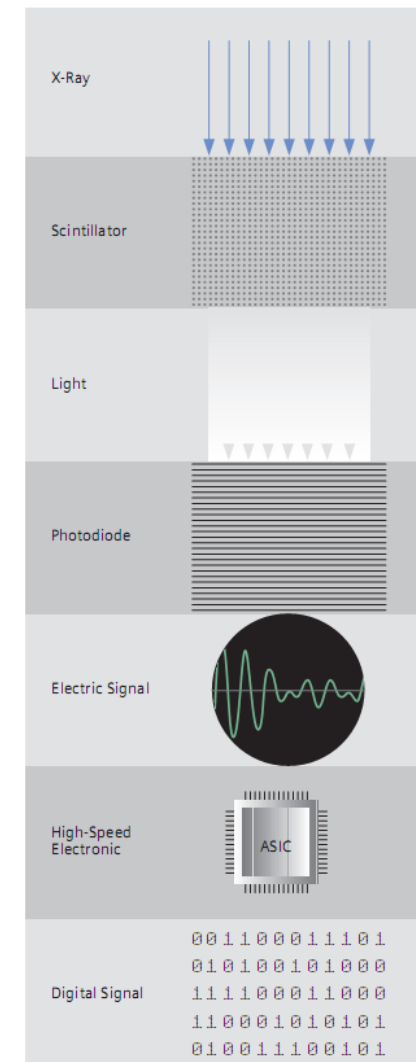
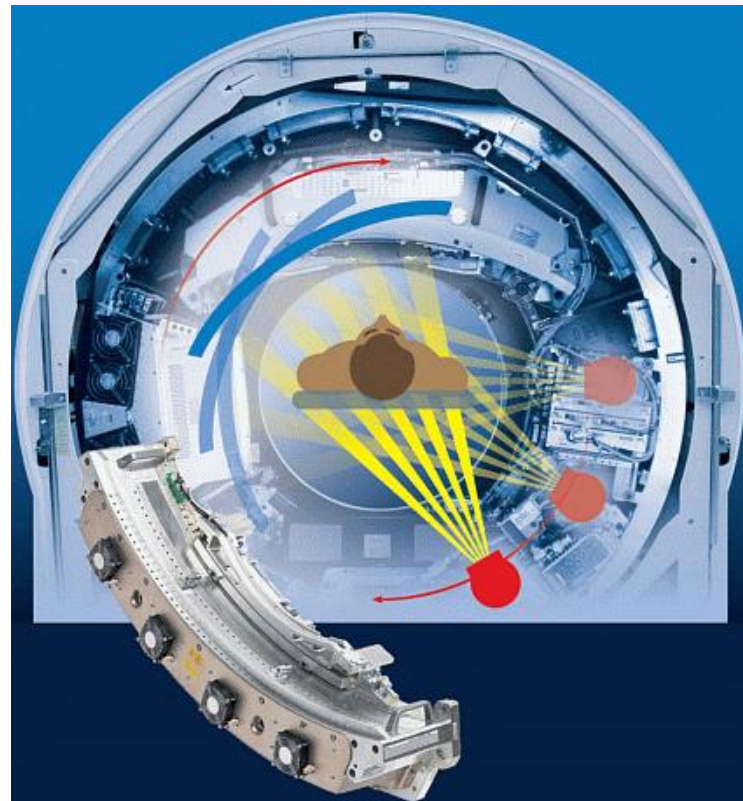
Tomografia Computorizada

Princípio

A estrutura bidimensional de um objeto, neste caso, os coeficientes de atenuação de raios X espacialmente dependentes, podem ser reconstruídos a partir de uma série de projeções unidimensionais adquiridas em diferentes ângulos.

Tomografia Computorizada

Instrumentação



Tomografia Computorizada Helicoidal (contínua)

Especificidades

- Os cabos de alta potência que alimentam o sistema CT não podem girar fisicamente de forma contínua, assim como acontece com os cabos de transferência de dados vindos dos detetores.

Solução: método "sem contato" para fornecer energia e receber dados (instrumentação em anel).

- O aquecimento do ânodo é elevado devido ao tubo de raios X estar a operar em modo contínuo.

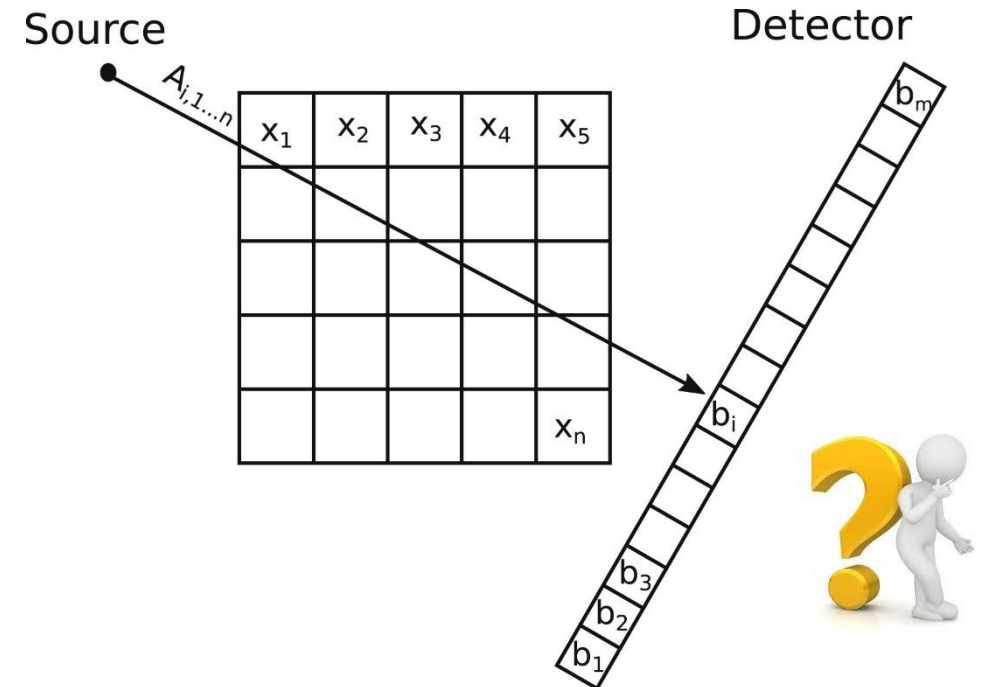
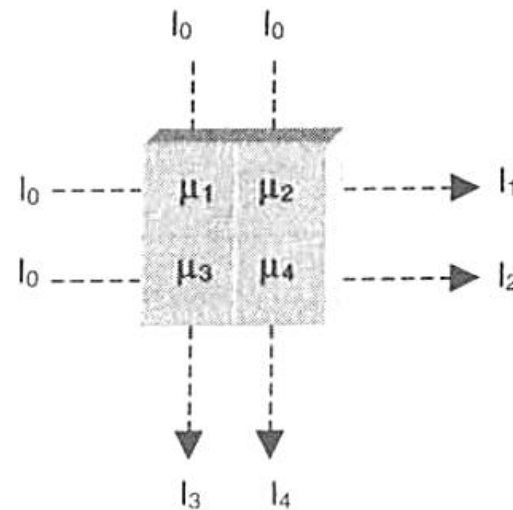
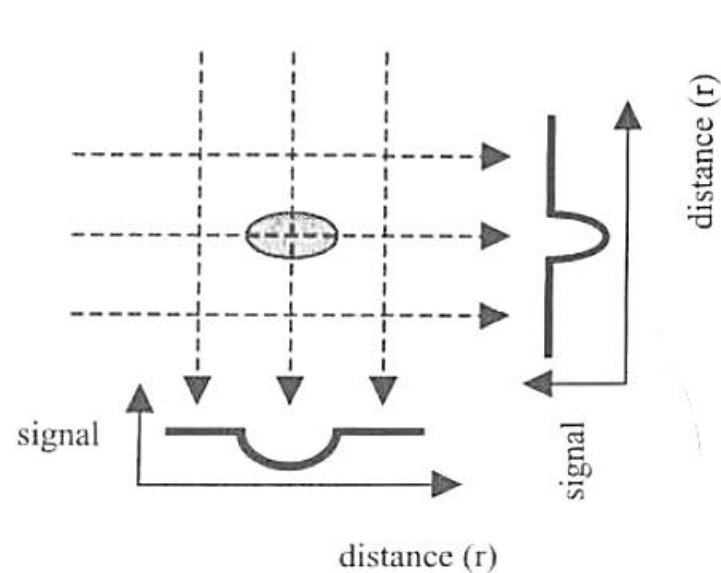
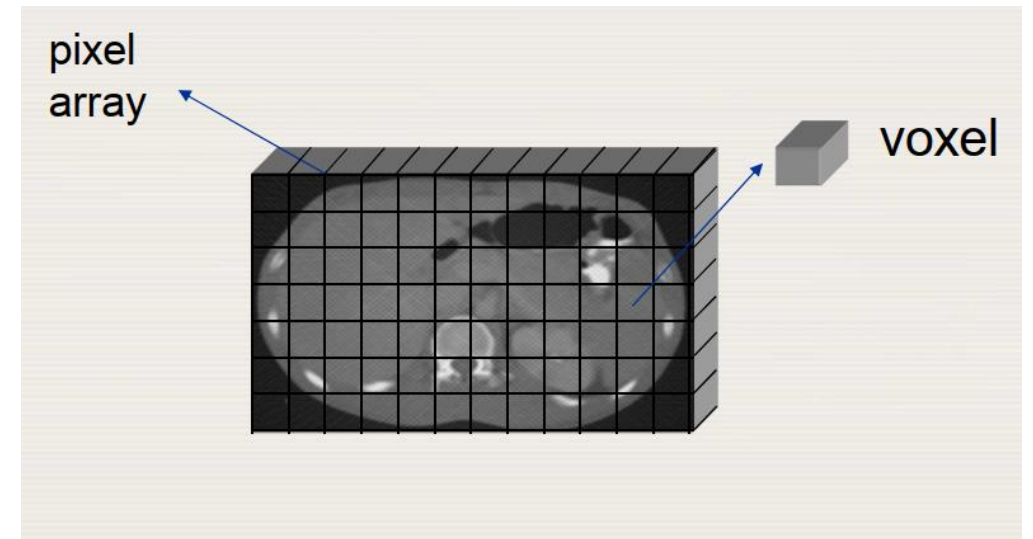
Solução: o tubo de raios X apresenta uma grande capacidade de aquecimento e um sistema eficaz de arrefecimento; os detetores foram otimizados de forma a maximizar a sua eficiência.

- O padrão de feixe é helicoidal em vez de consistir em projeções paralelas.

Solução: os algoritmos de reconstrução de imagem foram modificados.

Imagem CT

Baseada numa matriz de pixéis representando cada um deles uma média da atenuação para um dado volume de tecido.



A matriz de atenuação reconstruída a partir dos coeficientes de atenuação linear do material ($\mu_{material}$) é transformada numa matriz correspondente de unidades Hounsfield ($HU_{material}$).

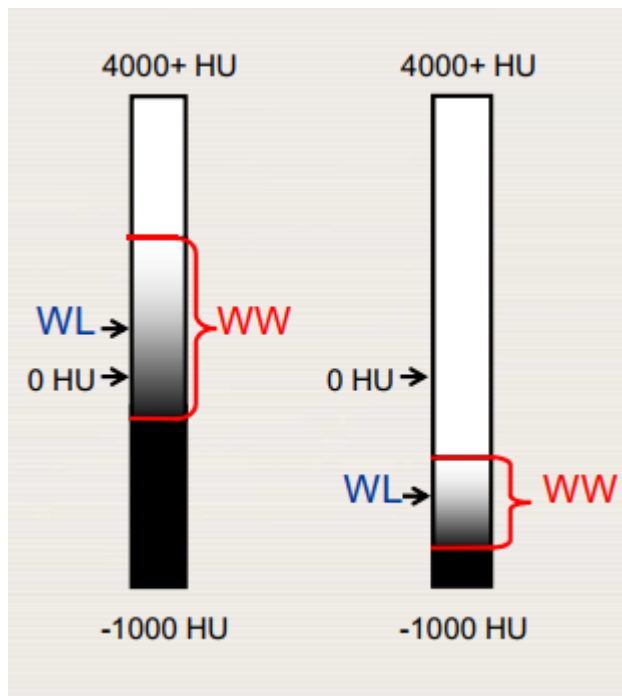
A escala HU é expressa em relação ao coeficiente de atenuação linear da água à temperatura ambiente ($\mu_{água}$).

$$HU_{material} = \frac{\mu_{material} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \times 1000$$

Substance	Hounsfield unit (HU)
Compact bone	+1000 (+300 to +2500)
Liver	+ 60 (+50 to +70)
Blood	+ 55 (+50 to +60)
Kidneys	+ 30 (+20 to +40)
Muscle	+ 25 (+10 to +40)
Brain, grey matter	+ 35 (+30 to +40)
Brain, white matter	+ 25 (+20 to +30)
Water	0
Fat	- 90 (-100 to -80)
Lung	- 750 (-950 to -600)
Air	- 1000

*** O valor da unidade Hounsfield depende da composição do tecido ou material, da voltagem do tubo e da temperatura.*

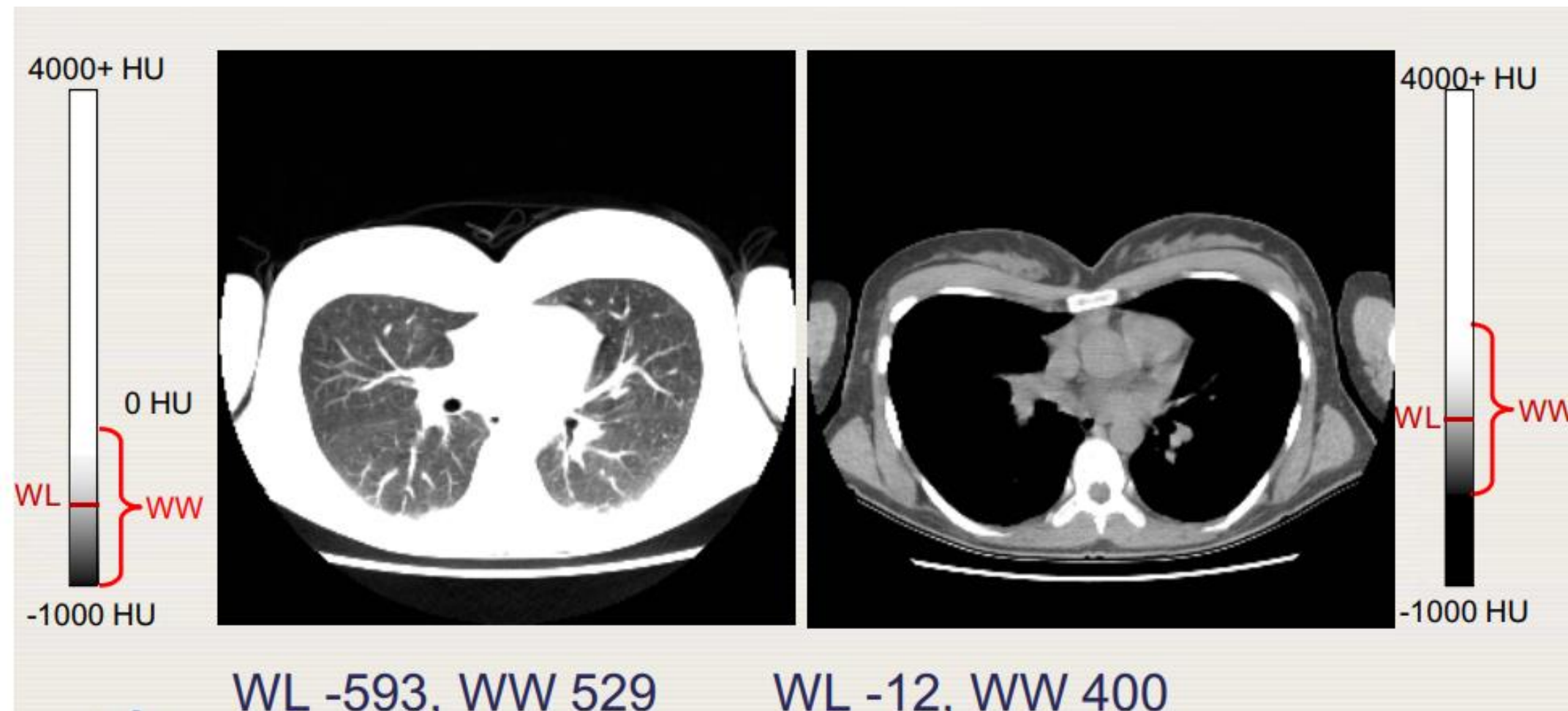
Parametrização da imagem



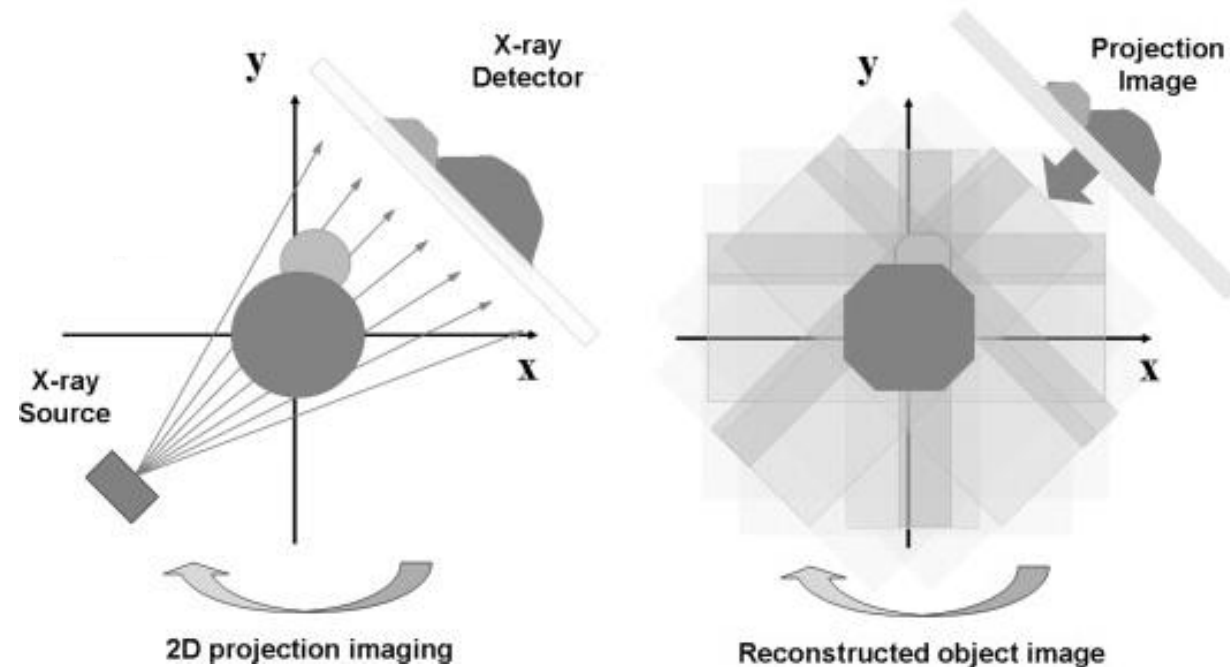
- A visualização ideal dos tecidos de interesse na imagem por tomografia computadorizada só é alcançada aquando a parametrização adequada da escala HU (escala não linear).
- São usadas diferentes configurações para evidenciar por exemplo, tecidos moles, pulmonares ou osso.
- WW – largura da janela (igual ao intervalo entre branco e preto).
- WL – valor cinzento médio.
- A escolha de WW e WL é ditada pela necessidade clínica.

Parametrização da imagem

Mesma imagem – WW e WL diferentes



Reconstrução da imagem



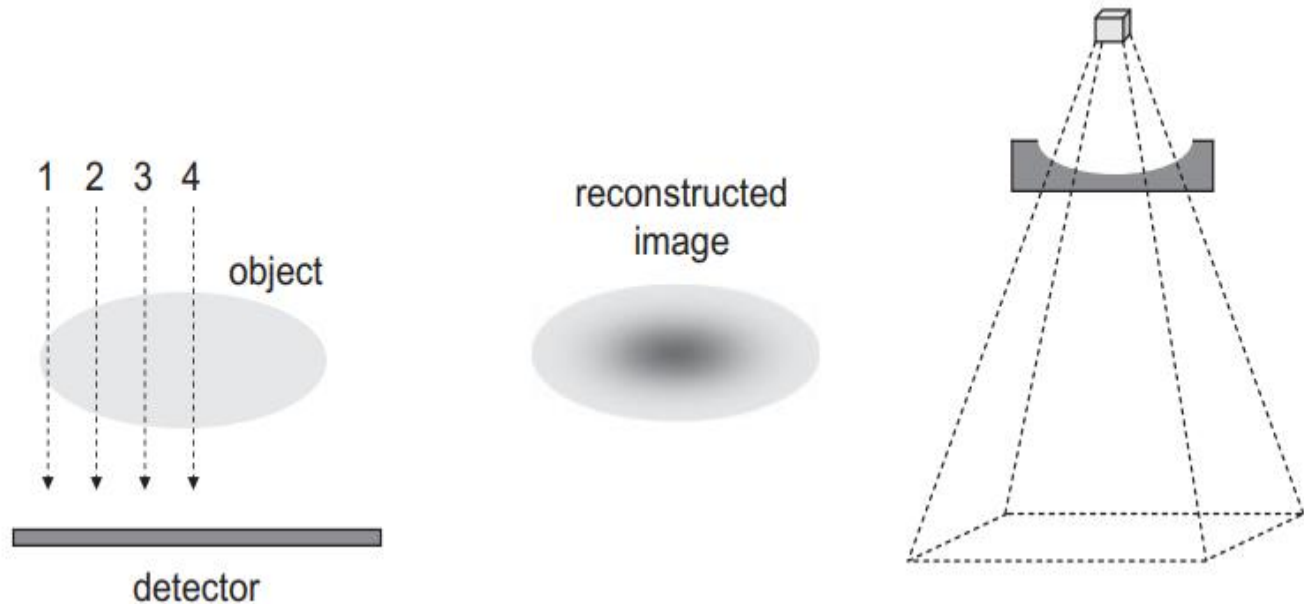
- **O que temos:** várias projeções de um objeto medidas em diferentes ângulos.
- **Problema:** como as combinar de forma a reconstruir a imagem do objeto original.

Reconstrução da imagem

- O que temos: várias projeções de um objeto medidas em diferentes ângulos.
- Problema: como as combinar de forma a reconstruir a imagem do objeto original.
- Conceitos fundamentais:
 - › Transformada de Radon
 - › Sinograma
 - › Retroprojecção (*back projection*)
 - › Transformada de Fourier

Pre-Processamento

Correção para endurecimento do feixe e variações na sensibilidade dos detetores

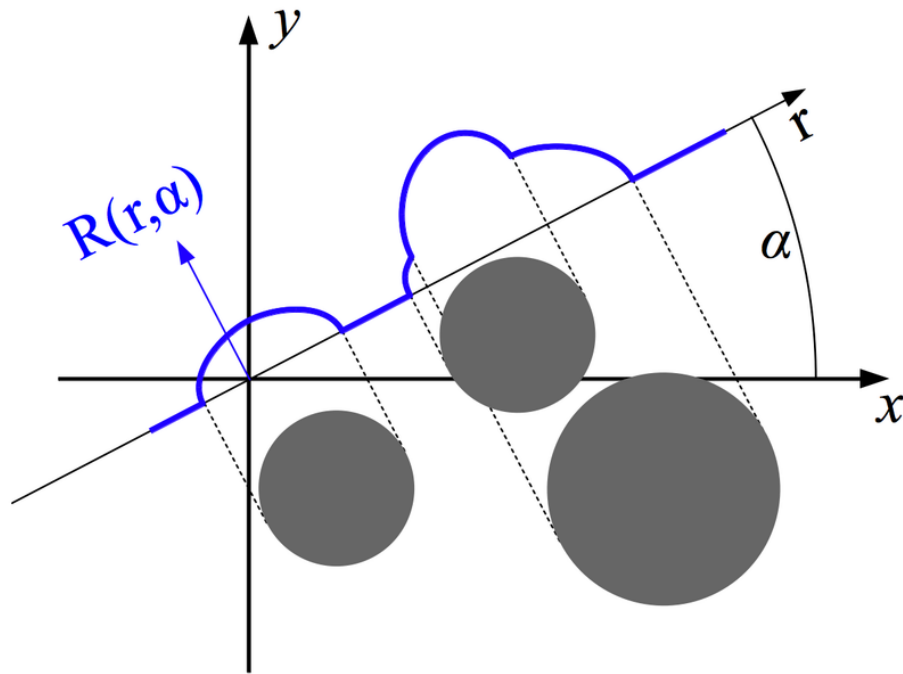


Quatro feixes de raios X paralelos passam por um objeto elíptico com coeficiente de atenuação espacialmente uniforme (esquerda). A energia efetiva do feixe 4 aumenta conforme ele passa através do objeto (mais do que acontece para os restantes) uma vez que atravessa uma maior espessura. Este efeito é conhecido como endurecimento do feixe. Uma imagem reconstruída usando retroprojeção filtrada mostra uma menor atenuação no centro do objeto (centro). O efeito de endurecimento do feixe pode ser reduzido pelo uso de um filtro de um metal como o alumínio, que reduz a dose para nas extremidades (direita).

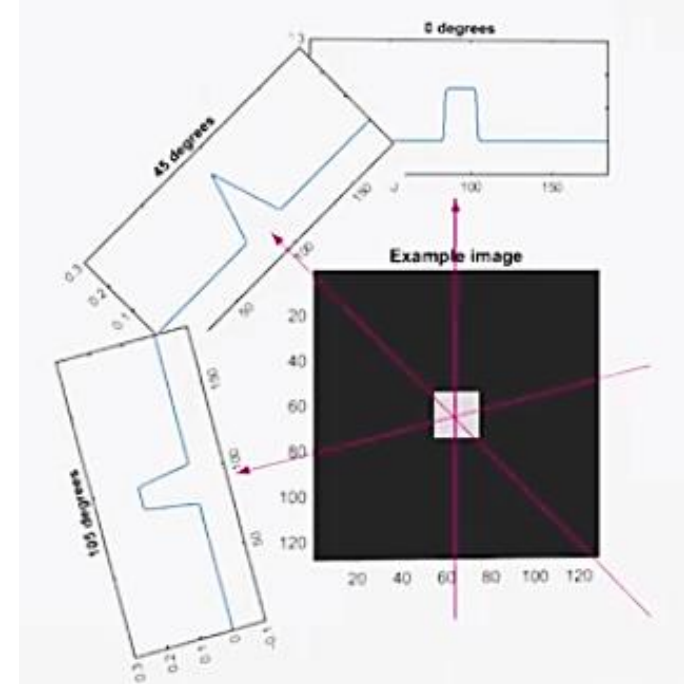
- O coeficiente de atenuação efetivo é menor para áreas "mais espessas" do corpo, uma vez que os efeitos de endurecimento do feixe são maiores. Existem várias maneiras de minimizar este efeito, usando um filtros ou aplicando algoritmos de correção baseados na distância percorrida por cada feixe de raios X através do tecido.
- Os desequilíbrios de sensibilidade entre detetores são geralmente medidos usando um objeto com um coeficiente de atenuação espacialmente uniforme antes do estudo do paciente real.

Transformada de Radon

Estima a projeção de uma imagem ao longo de um eixo



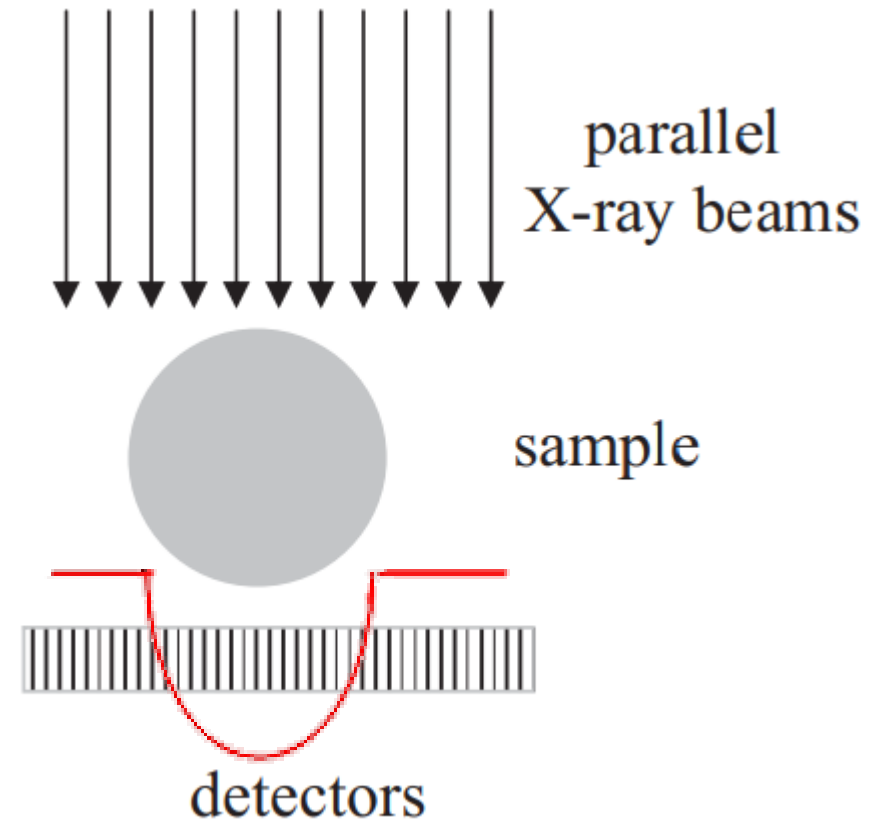
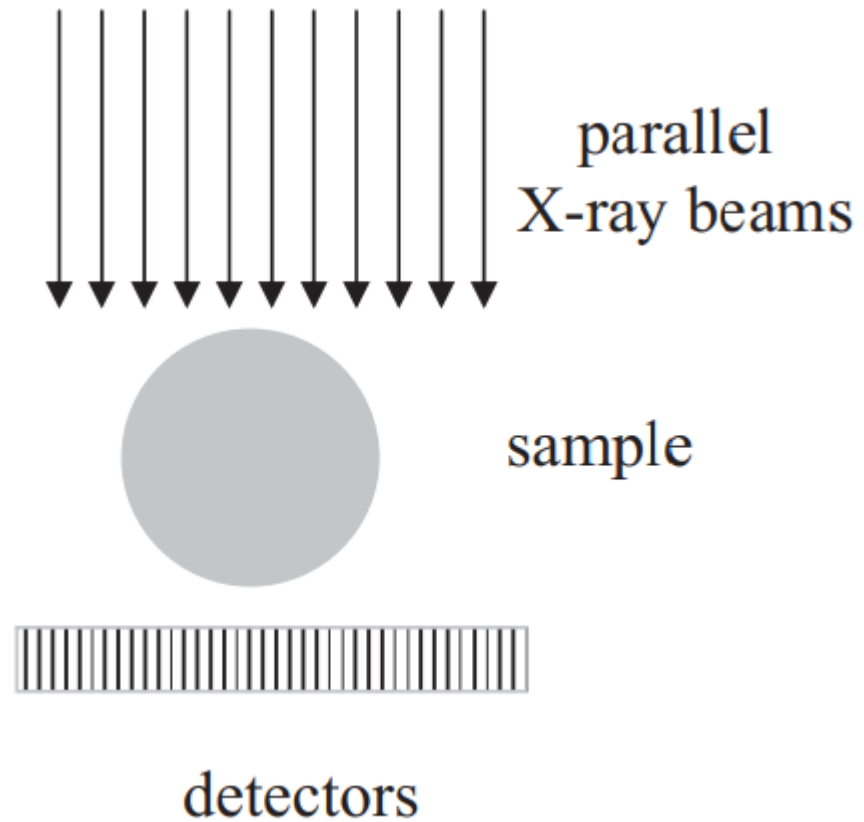
Usando como exemplo
uma figura geométrica
muito simples teríamos
o seguinte:



Estima-se em função de:

- Ângulo do detector (linha de projeção)
- Posição de cada feixe na linha de projeção

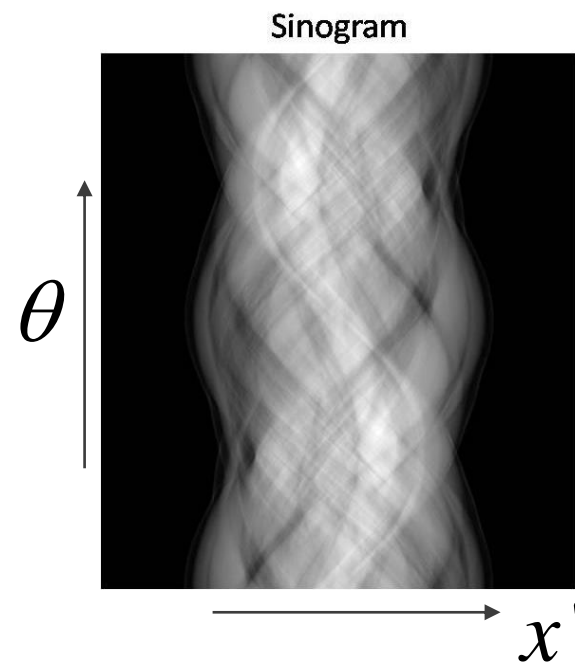
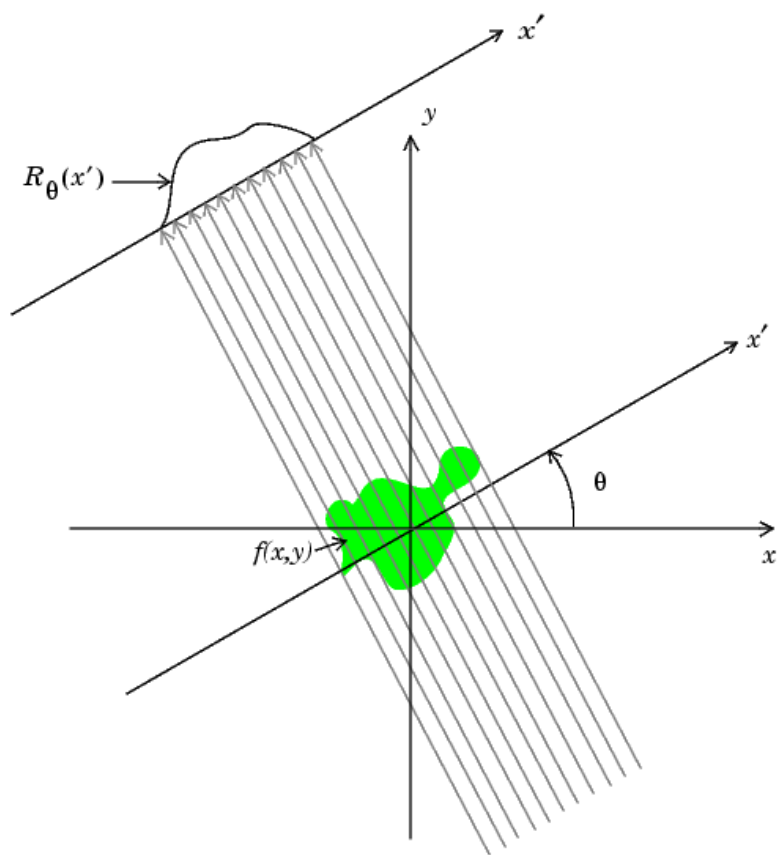
Assumindo um coeficiente de atenuação linear uniforme qual a projeção do perfil de atenuação?



Transformada de Radon

Sinograma

$$R(x', \theta) = \int f(x', y') dy'$$

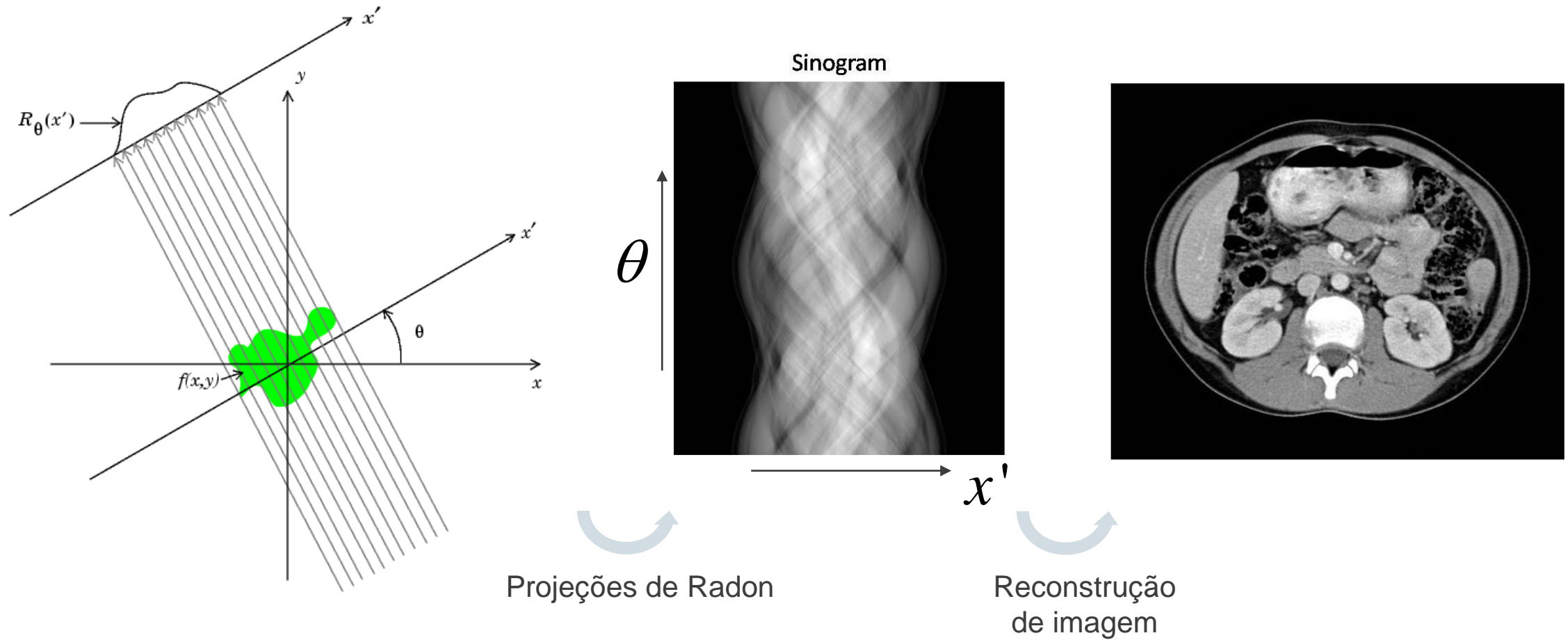


Regista o resultado da transformada de Radon.

Matriz com o resultado da integração das diferentes projeções dependentes do ângulo entre o detetor e o eixo x.

Transformada de Radon

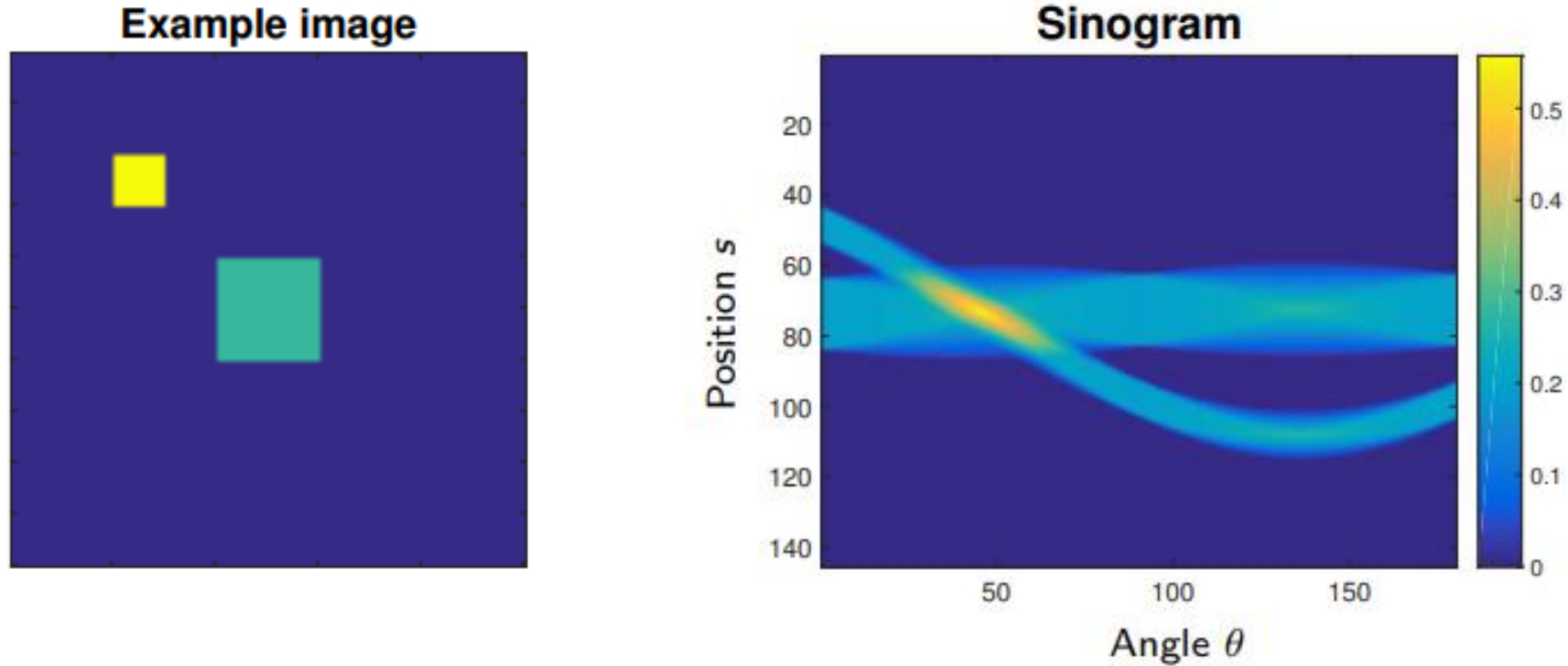
Sinograma



*G.Hounsfield and A.Cormack,
Prémio Nobel da Fisiologia ou Medicina, 1979*

Transformada de Radon

Sinograma



Para que ângulo(s) do detetor existe uma maior sobreposição da informação adquirida?

Qual dos sinogramas corresponde à imagem?

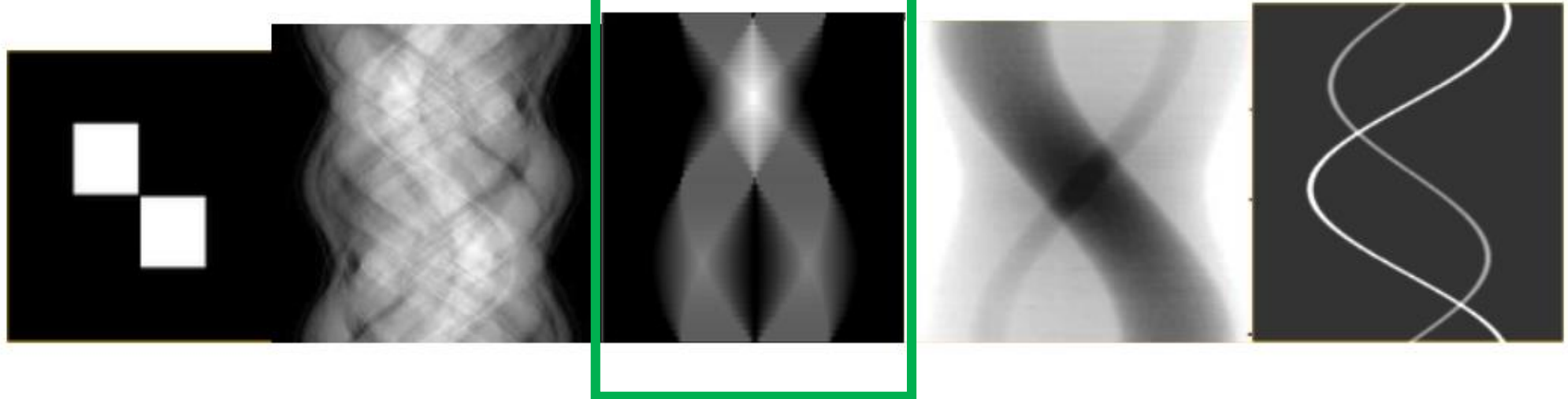
Imagem

1

2

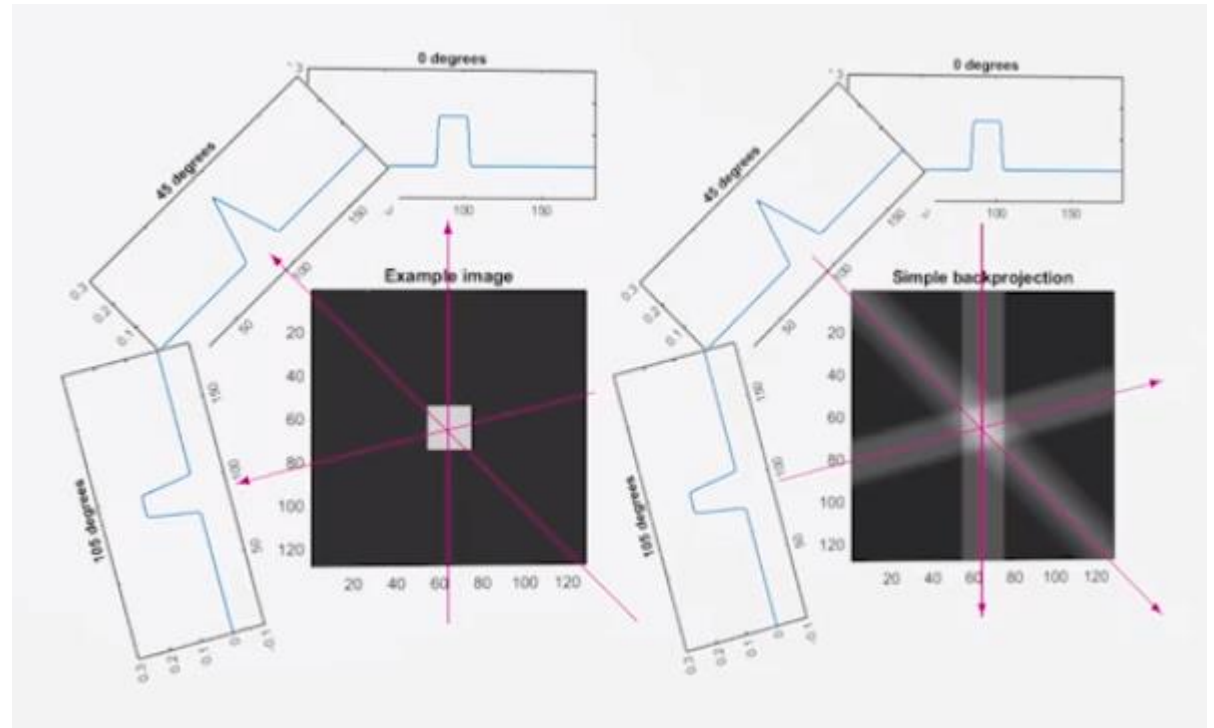
3

4



Retroprojeção

Back-Projection

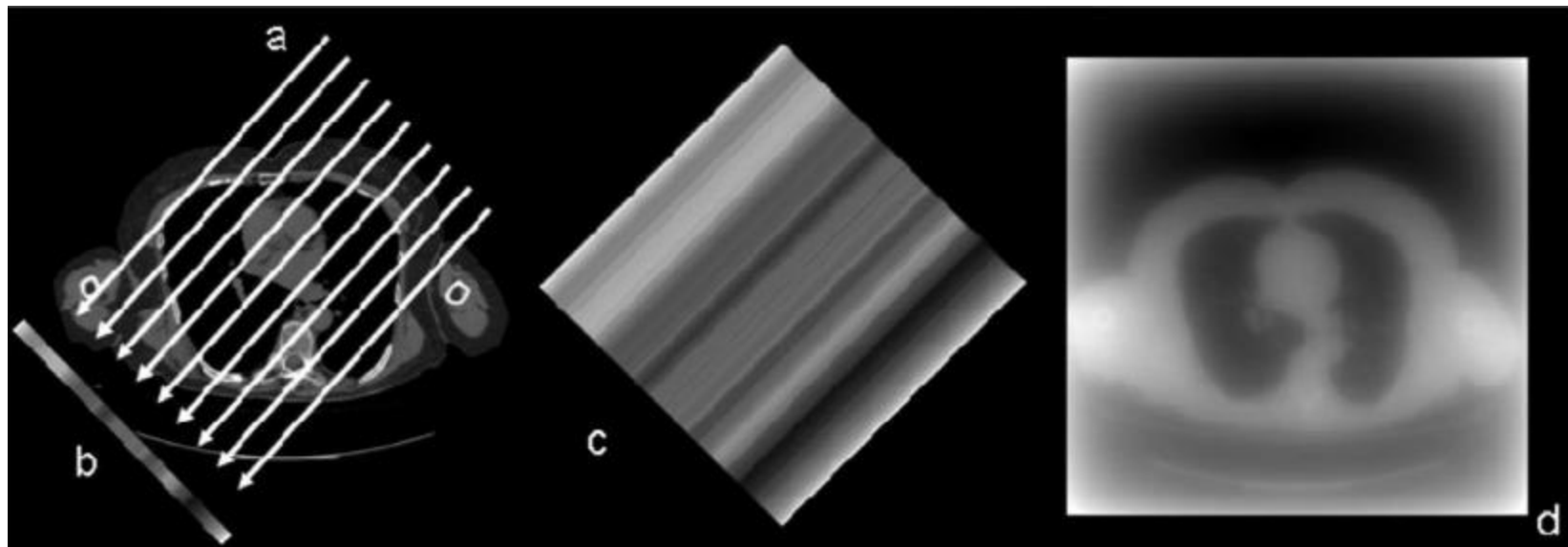


- Envolve a retroprojeção de cada projeção na imagem segundo o ângulo em que foi adquirida.
- Quando sobrepostas todas as retroprojeções será possível obter um esboço da imagem original.

Retroprojeção

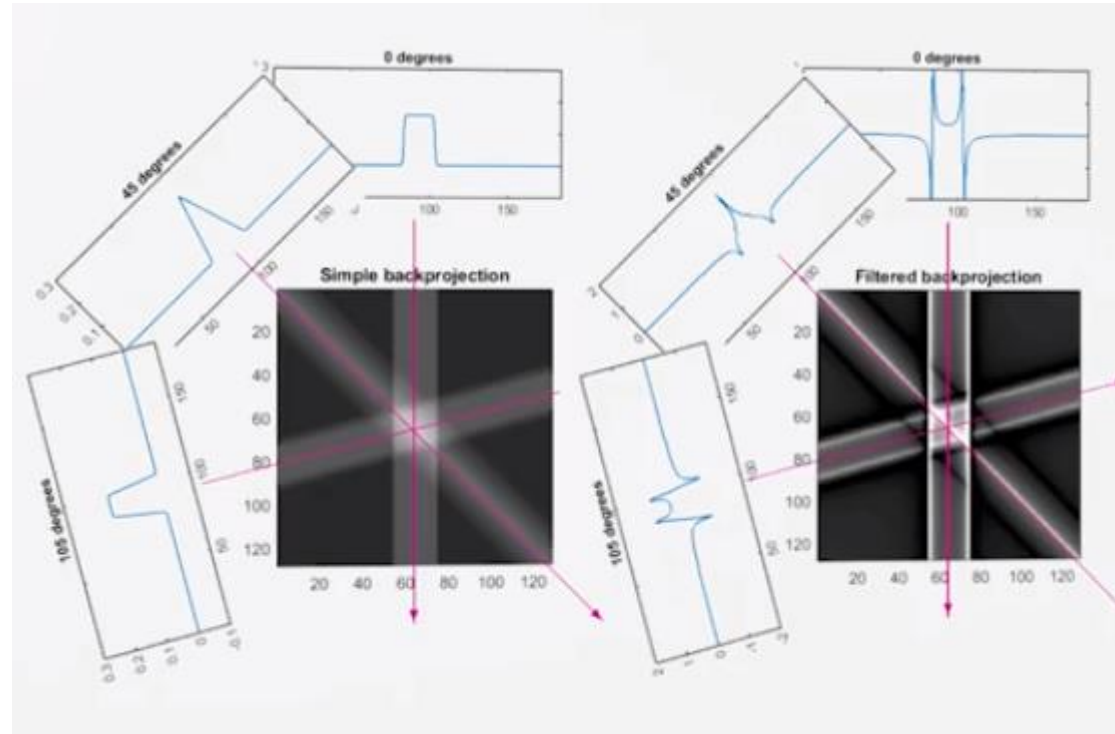
Back-Projection

- Envolve a retroprojeção de cada projeção na imagem segundo o ângulo em que foi adquirida.
- Quando sobrepostas todas as retroprojeções será possível obter um esboço da imagem original.



Retroprojeção Filtrada

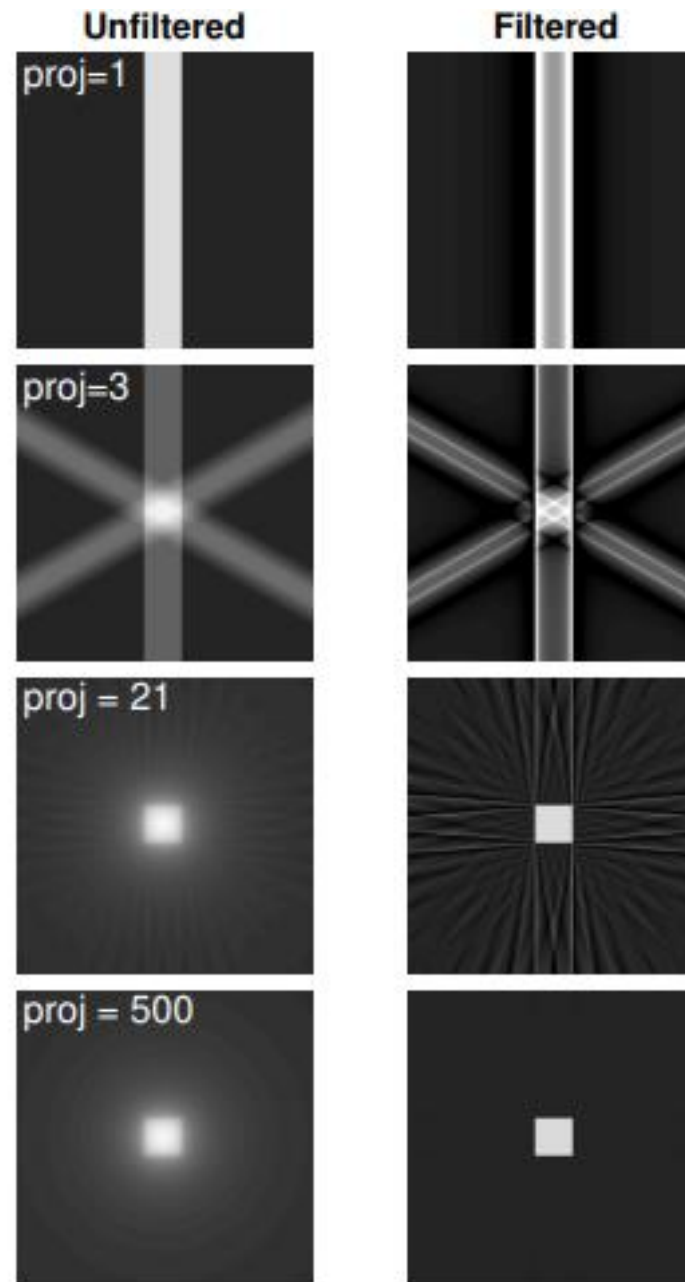
*Filtered Back-Projection
(BPF)*



- Aplica-se um filtro à projeção.
- Permite evidenciar os limites da imagem.
- Com poucas projeções pode não ser muito óbvia a melhoria. No entanto, esta torna-se clara quando combinando as múltiplas projeções.

Retroprojeção vs. Retroprojeção filtrada

Diminuição do espalhamento à volta da imagem
(*blurring*)



Reconstrução a partir do espaço de Fourier

Vantagem?

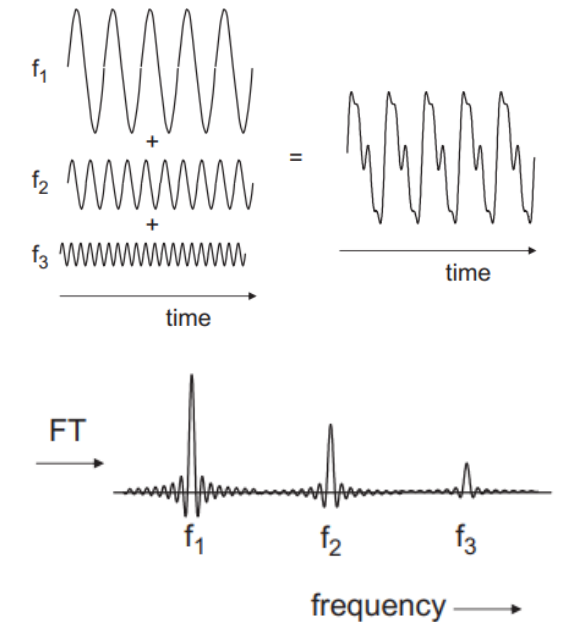
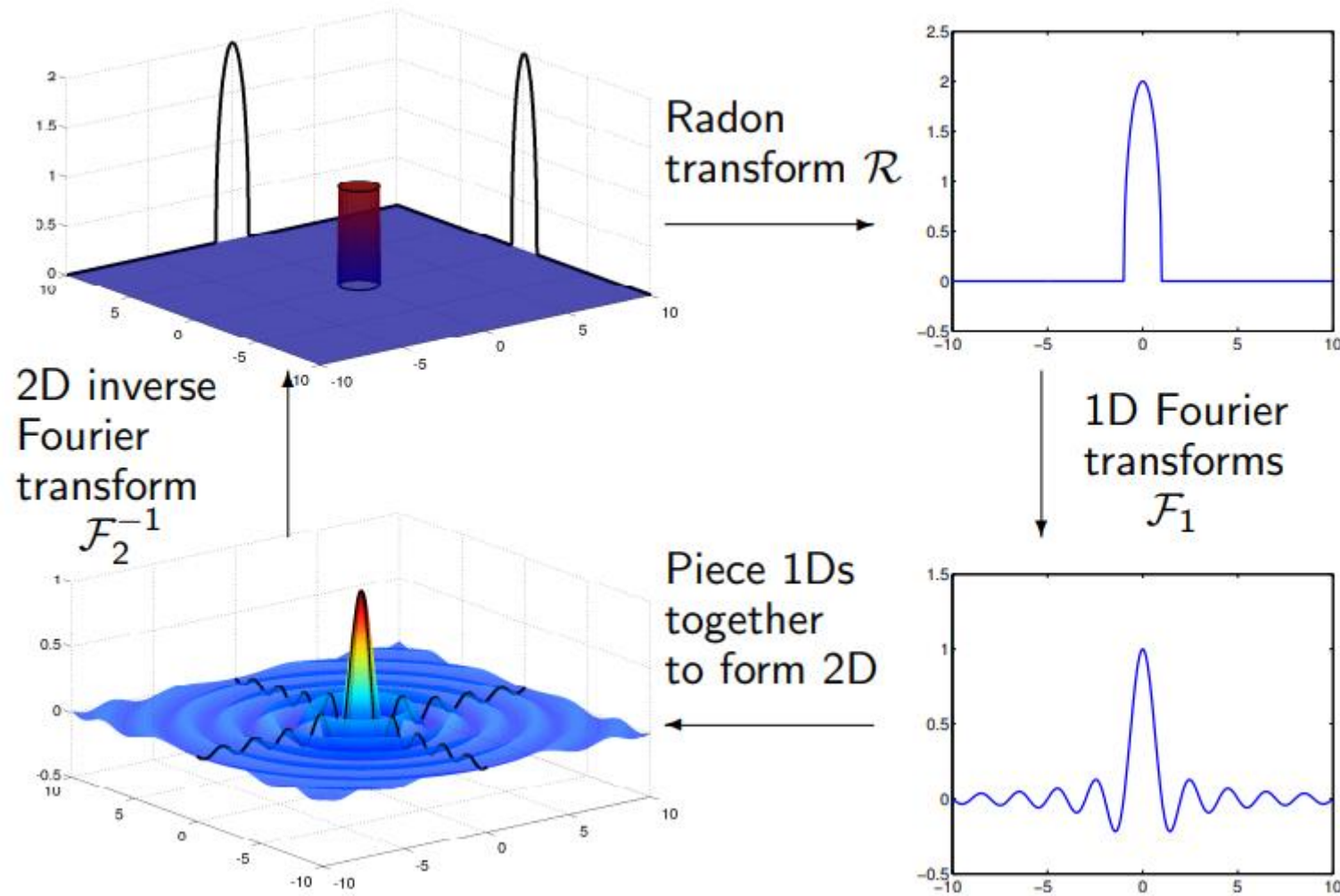
The diagram shows a horizontal axis with three functions. On the left is a rectangular pulse labeled $p(r, \varphi)$. In the middle is a filter kernel labeled $h(r)$, which is a sharp central peak with oscillating side lobes. An asterisk (*) is placed between $p(r, \varphi)$ and $h(r)$. To the right of the asterisk is an equals sign (=). On the far right is a trapezoidal-like function labeled $p'(r, \varphi)$, which is a smoothed version of the original pulse, representing the result of the convolution.

$$p'(r, \varphi) = p(r, \varphi) * h(r)$$

- Uma vez que o processo matemático de convolução é computacionalmente intensivo e, portanto, lento, na prática a retroprojeção filtrada é realizada no domínio da frequência usando métodos de transformada rápida de Fourier.
- A convolução no domínio espacial é equivalente à multiplicação no domínio da frequência espacial, e a multiplicação pode ser realizada muito mais rapidamente do que a convolução.

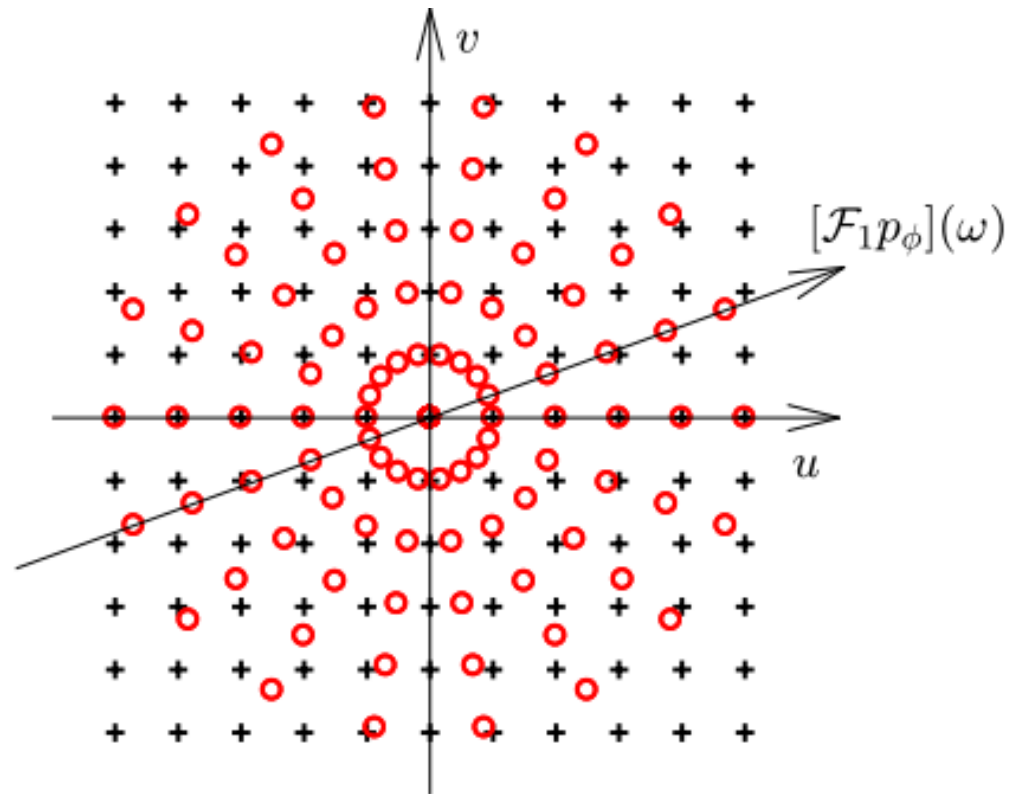
Reconstrução pela transformada de Fourier

Relembrando...

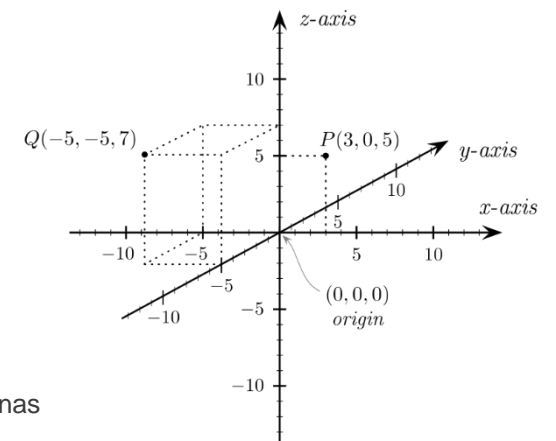
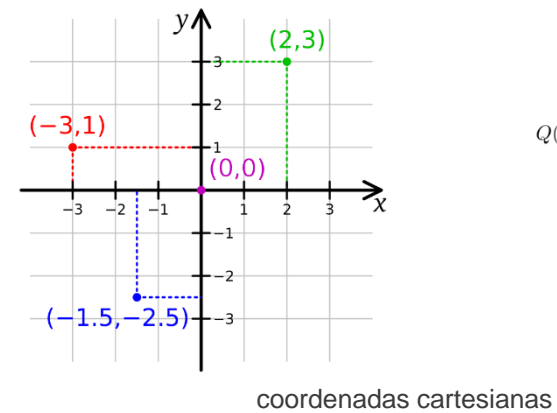
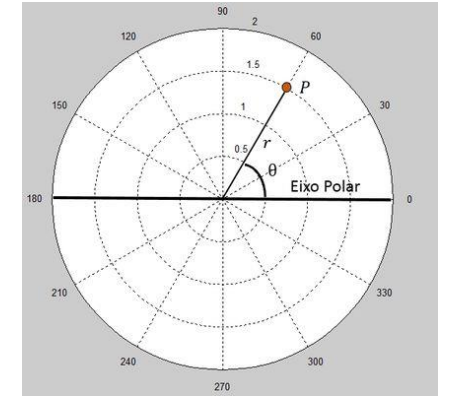
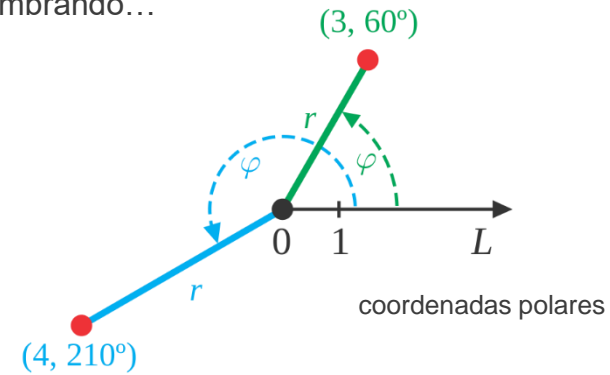


Reconstrução pela transformada de Fourier

Limitação: erro associado à conversão de coordenadas polares em cartesianas

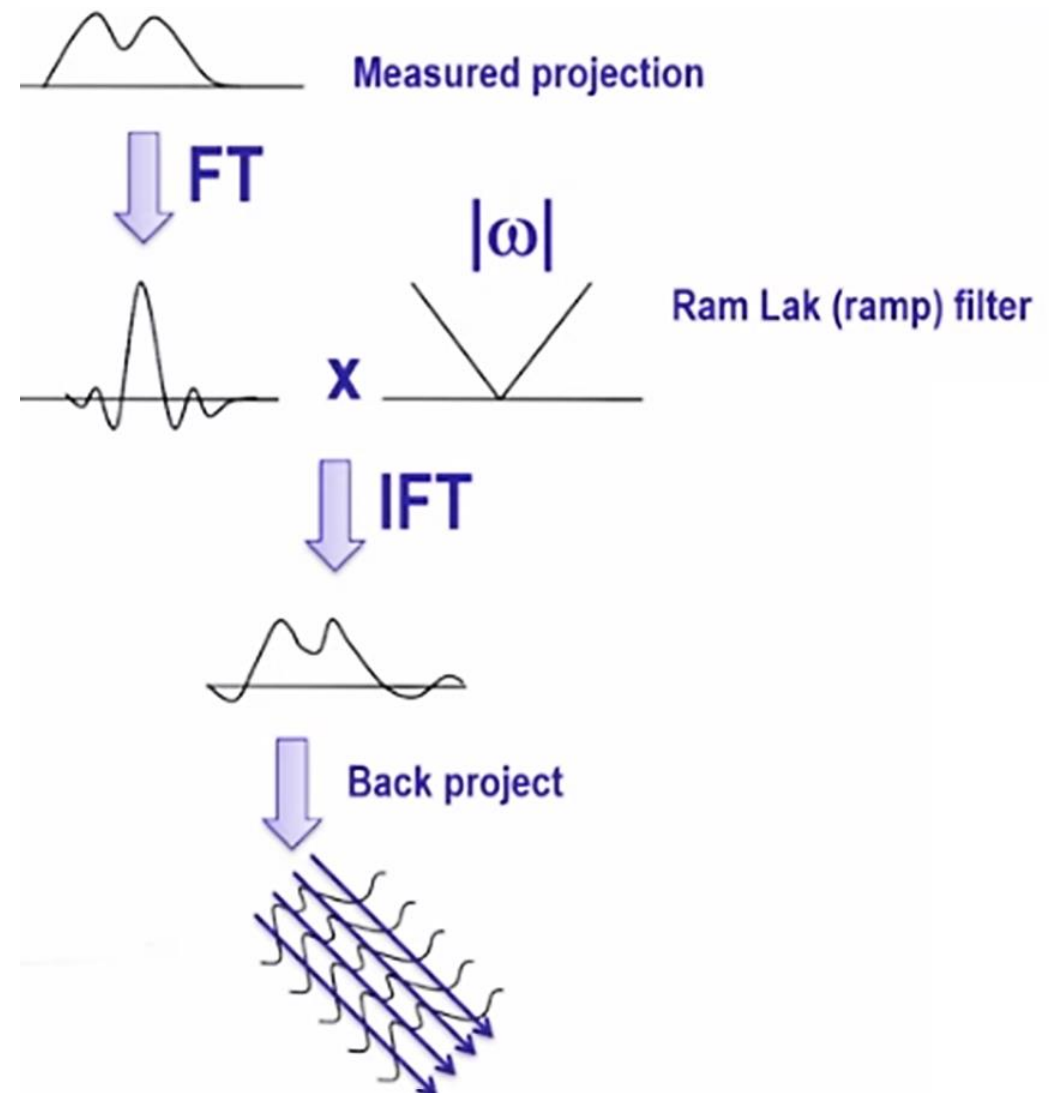


Relembrando...

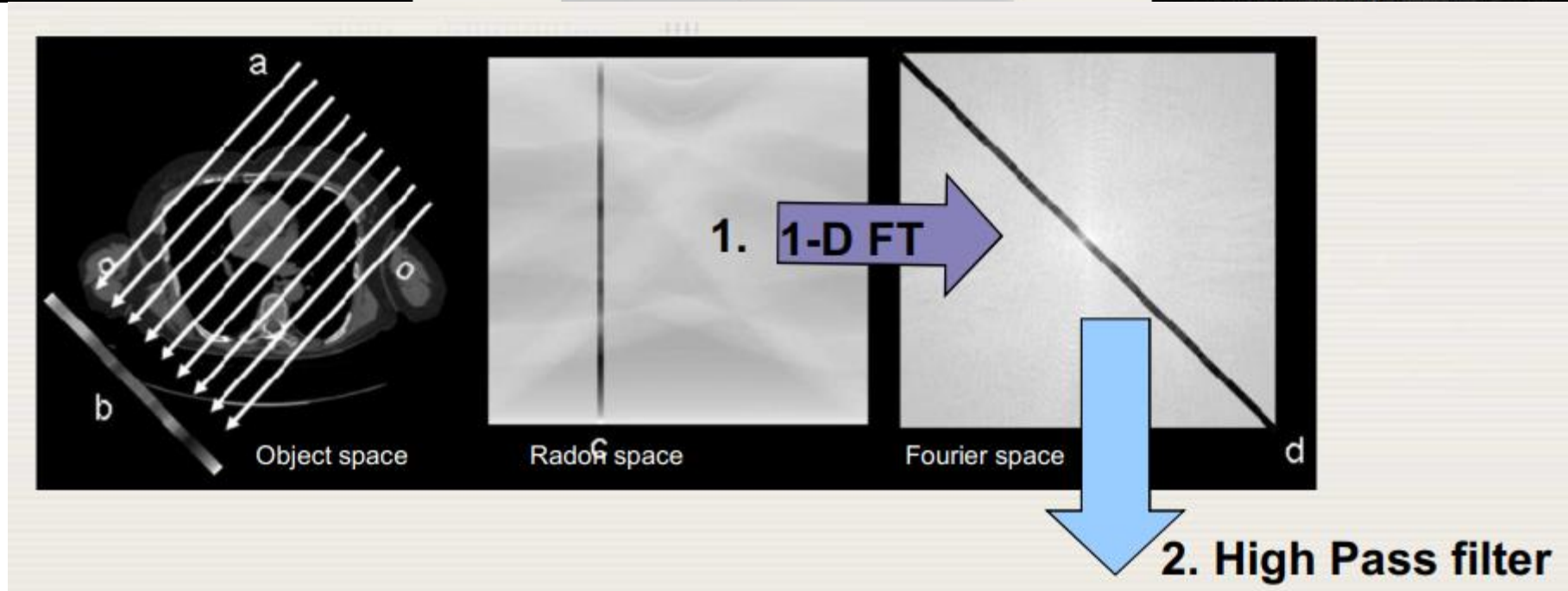
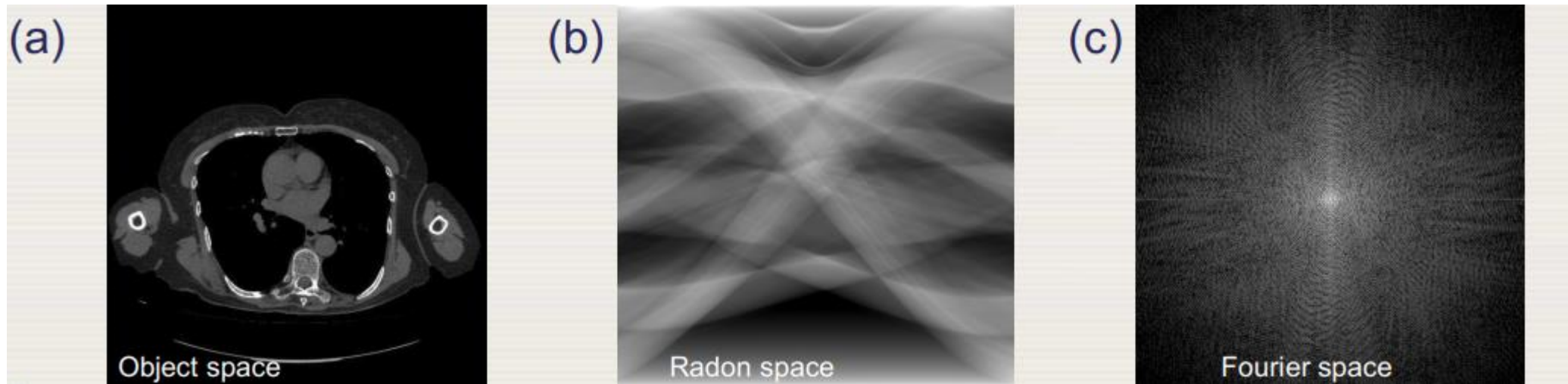


Reconstrução por Retroprojeção Filtrada

1. Transformada de Fourier 1D de cada projeção (método mais rápido).
2. Aplica-se o filtro (Filtro de Ram-Lak) à TF.
3. Opcionalmente aplica-se um filtro passa-baixo para reduzir ruído de altas frequências.
4. Estima-se a calculada de Fourier inversa.
5. Faz-se a retroprojeção das projeções filtradas e soma-se.

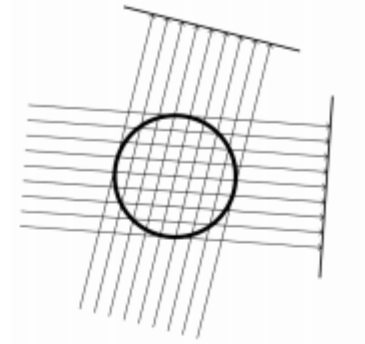


Reconstrução por Retroprojeção Filtrada



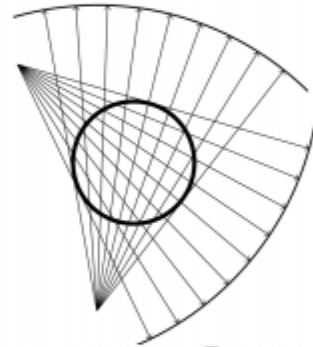
Parallel-beam FBP:

Projections \rightarrow Filter \rightarrow Back-project \rightarrow Reconstruction



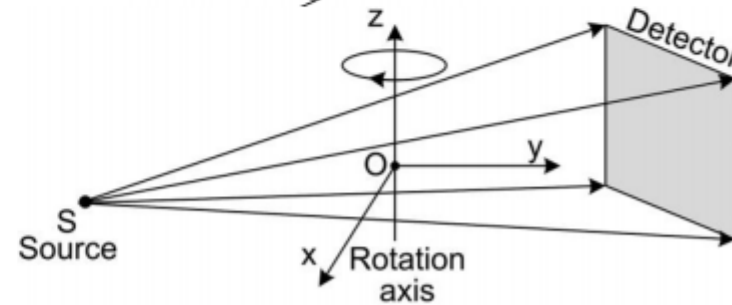
Fan-beam – 2 strategies:

- Rebinning of data, followed by FBP algorithm
- Dedicated reconstruction algorithm



Cone-beam:

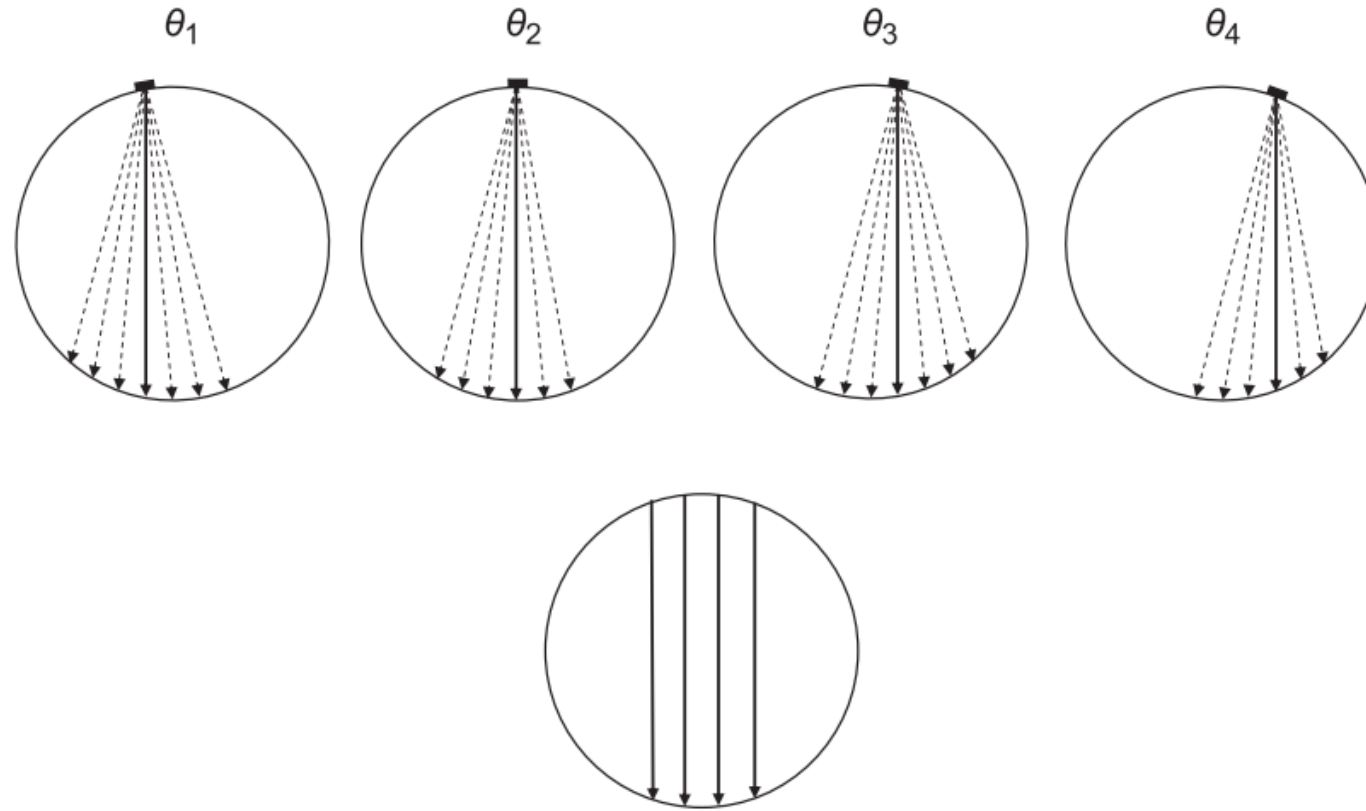
- Dedicated reconstruction algorithm
- Feldkamp-Davis-Kress (FDK), an approximate algorithm, is standard



Projections \rightarrow Weighting \rightarrow Filter \rightarrow Weighting \rightarrow Back-project \rightarrow Reconstruction

Reconstrução de feixe de leque

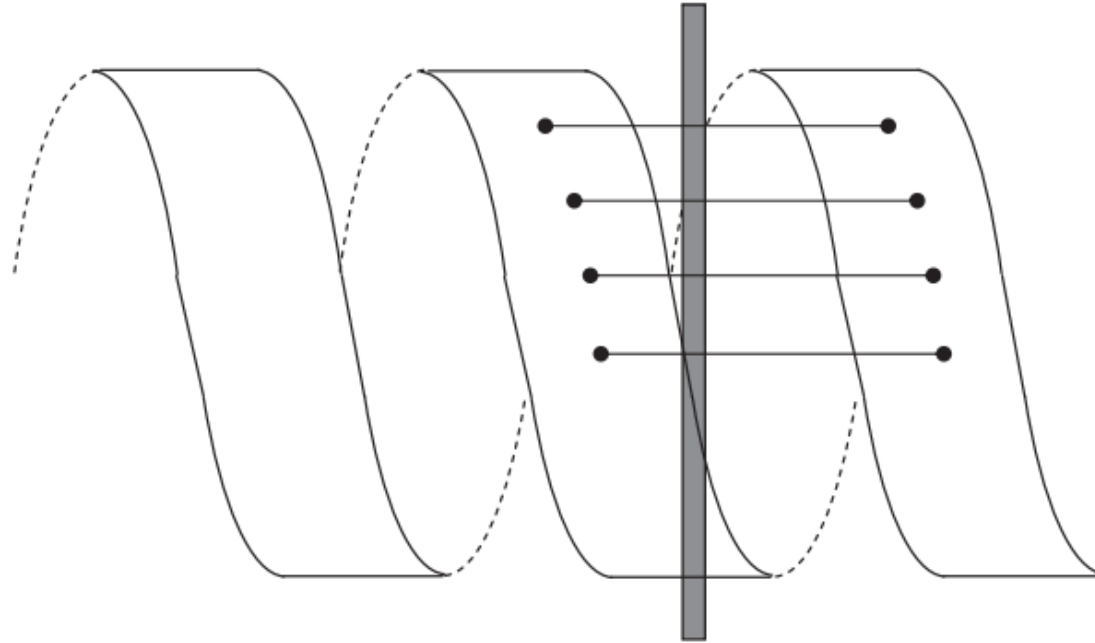
Aproximação a feixes paralelos



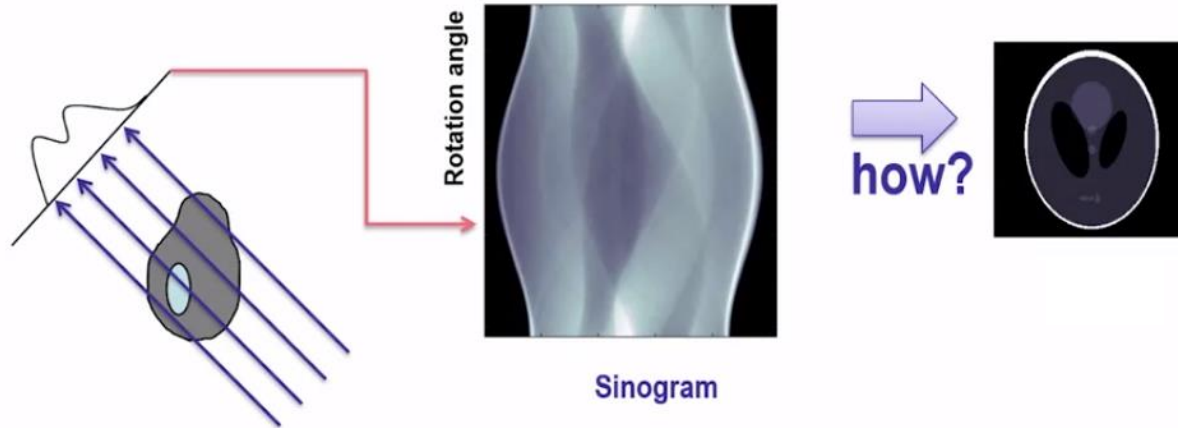
- A retroprojeção filtrada assume que os componentes do feixe de raios X que atingem cada elemento detetor são paralelos.
- A maneira mais fácil de superar este problema, mantendo a capacidade de usar a retroprojeção filtrada simples, é reconstruir o feixe com um perfil paralelo.

Reconstrução de feixes helicoidais

Interpolação



- A trajetória helicoidal dos raios X através do paciente significa que os dados não correspondem a uma rotação completa em torno do paciente e, portanto, os dados devem ser reamostrados antes da retroprojeção filtrada (incorporando a reconstrução paralela antes explicada).
- A reamostragem envolve interpolação linear de pontos de dados separados por 180 graus na trajetória da espiral para estimar os dados "ausentes". Ajustando os pesos dados à interpolação, as fatias podem ser ligeiramente deslocadas na posição.

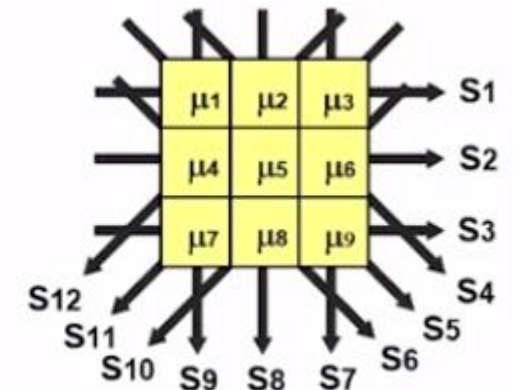
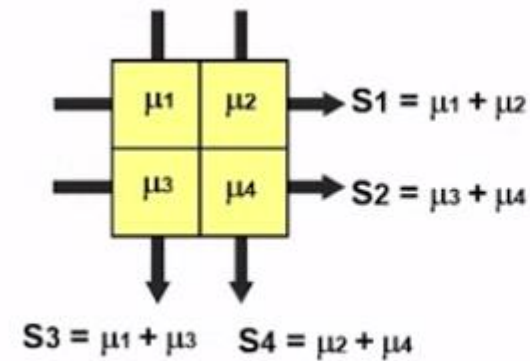


Reconstrução iterativa

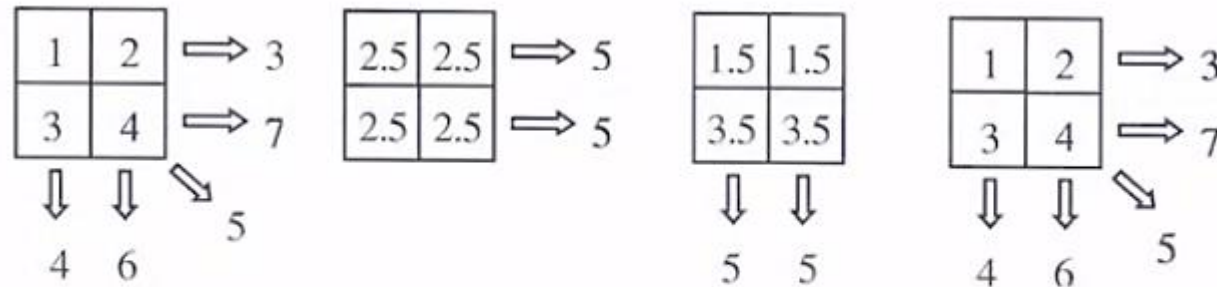
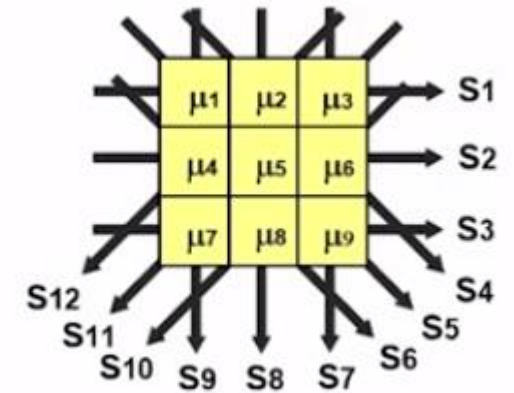
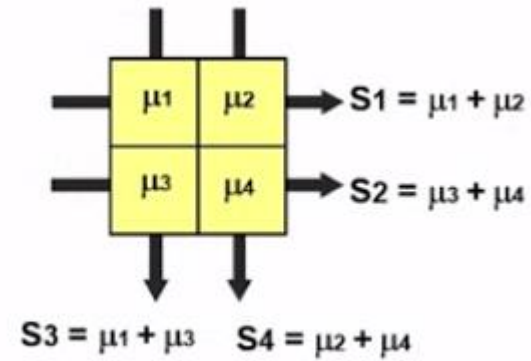
Projections measured for all possible orientations

1979 Nobel Prize in Physiology

Hounsfield in 1967 solved 28000 equations simultaneously!



Reconstrução iterativa



Iterative reconstruction methods (image estimation, pseudo-projection, comparison with original projection, error minimization) → conversion speed vs data acquisition!

Em tomografia computadorizada qual a técnica mais usada para reconstrução da imagem? Justifique.

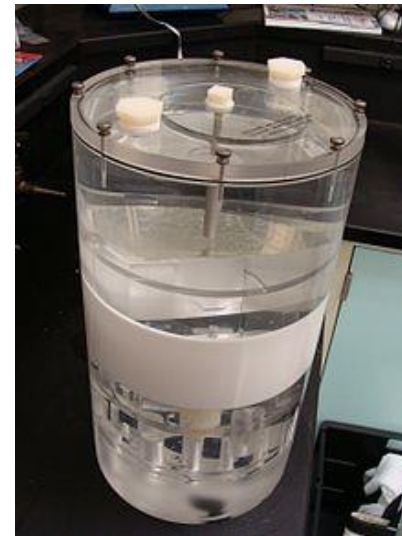
- a) Reconstrução iterativa**
- b) Retroprojeção filtrada**
- c) Retroprojeção**
- d) Transformada de Fourier Inversa**

B. O método iterativo tem excelentes resultados, mas é requer bastante tempo; a retroprojeção sem filtragem resulta numa imagem com bastante *blurring*; transformada de Fourier inversa introduz uma margem de erro associada à conversão de coordenadas.

Fantoma?

Shepp–Logan phantom

- **Fantoma:** é um objeto utilizado no campo de imagens médicas para avaliar, analisar e ajustar o desempenho de vários dispositivos de imagem.
- Um fantoma utilizado para avaliar um dispositivo de imagem médica deve responder de forma semelhante àquela que os tecidos humanos responderiam para aquela modalidade em específico.
- *Shepp–Logan phantom:* Serve como modelo standard da imagem do cérebro humano no desenvolvimento e teste de algoritmos de reconstrução de imagem.

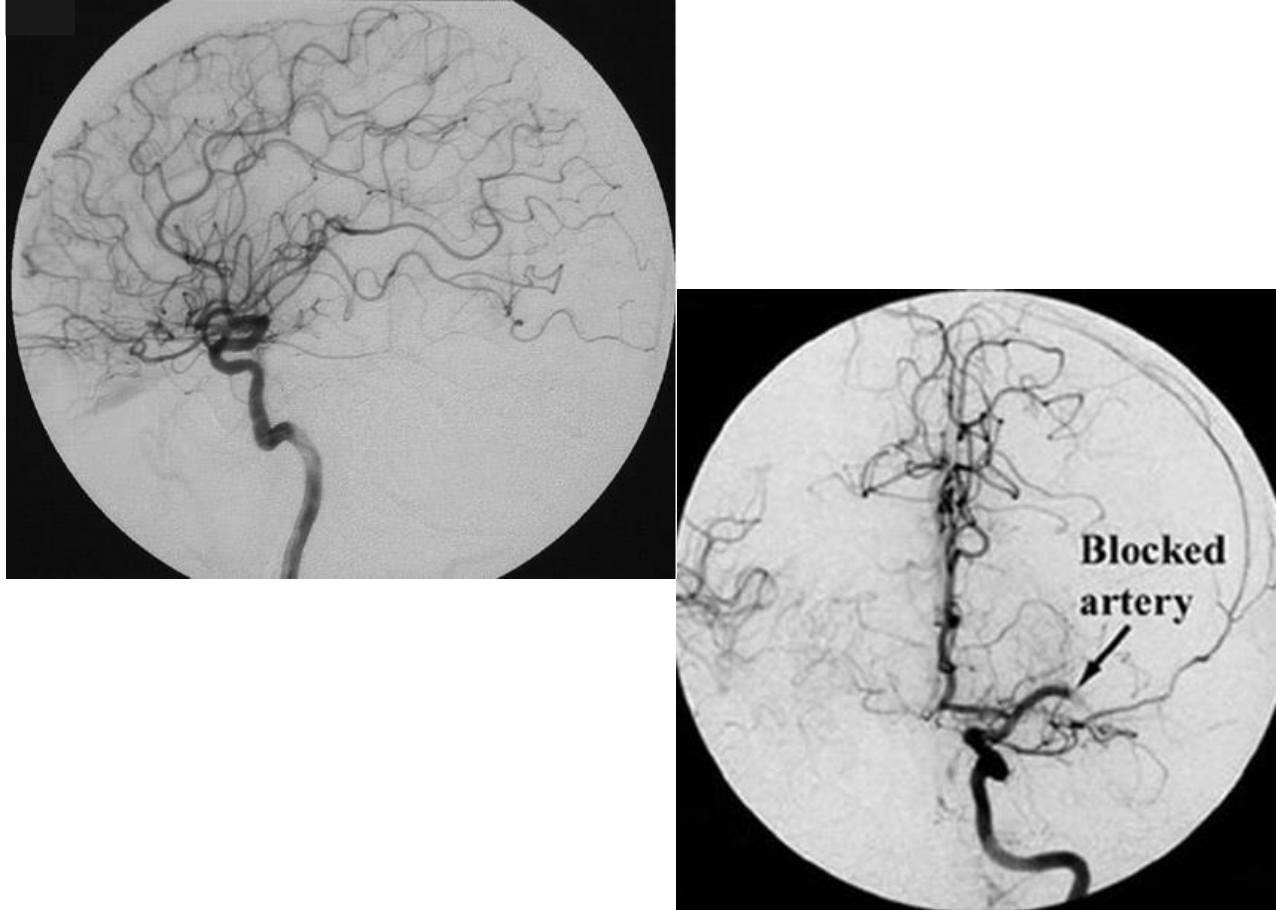


Meios de contraste



- Em imagem médica, o termo contraste refere-se a uma substância química introduzida no corpo do paciente (por via oral ou injetado na corrente sanguínea).
- Acumula-se num determinado órgão ou estrutura do corpo e intensifica o contraste entre essa estrutura e o tecido circundante.
- Na imagiologia de transmissão são projetados para serem muito eficientes na absorção de raios X, ou seja, ter uma forte contribuição para o número de interações por efeito fotoelétrico.
- Existem duas classes principais, uma usada para distúrbios do trato gastrointestinal e outra usada para visualizar estruturas vasculares.

Meios de contraste



- Em imagem médica, o termo contraste refere-se a uma substância química introduzida no corpo do paciente (por via oral ou injetado na corrente sanguínea).
- Acumula-se num determinado órgão ou estrutura do corpo e intensifica o contraste entre essa estrutura e o tecido circundante.
- Na imagiologia de transmissão são projetados para serem muito eficientes na absorção de raios X, ou seja, ter uma forte contribuição para o número de interações por efeito fotoelétrico.
- Existem duas classes principais, uma usada para distúrbios do trato gastrointestinal e outra usada para visualizar vasos sanguíneos.

Dose de radiação

- A exposição a radiação ionizante pode levar a dois tipos de efeitos: os determinísticos e os estocásticos.
- Os determinísticos referem-se a danos celulares que levam a uma perda da função do tecido se um número suficiente de células for danificado. A probabilidade para baixas doses de radiação é muito baixa.
- Os efeitos estocásticos referem-se à situação biológica em que a célula não é morta, mas as mutações genéticas causadas por danos cromossômicos levam, com o tempo, ao desenvolvimento de cancro. Podem ocorrer para doses de radiação mais baixas, mas não há um limite absoluto.
- A maior preocupação em imagiologia de transmissão são os efeitos estocásticos.

TABLE 62.1 Summary of the CT Dose Index (CTDI) Values at Two Positions (Center of the Patient and Near the Skin) as Specified by Four CT Manufacturers for Standard Head and Body Scans.

Manufacturer	Detector	kVp	mA	Scan Time (s)	CTDI, center (mGy)	CTDI, skin (mGy)
A, head	Xenon	120	170	2	50	48
A, body	Xenon	120	170	2	14	25
A, head	Solid state	120	170	2	40	40
A, body	Solid state	120	170	2	11	20
B, head	Solid state	130	80	2	37	41
B, body	Solid state	130	80	2	15	34
C, head	Solid state	120	500	2	39	50
C, body	Solid state	120	290	1	12	28
D, head	Solid state	120	200	2	78	78
D, body	Solid state	120	200	2	9	16

TABLE 1.3. Effective Dose Equivalent H_E for Clinical X-Ray CT Exams

Clinical exam	H_E (mSv)
Breast	0.05
Chest X-ray	0.03
Skull X-ray	0.15
Abdominal X-ray	1.0
Barium fluoroscopy	5
Head CT	3
Body CT	10

*Nota:
para fótons: Gy=Sv*

Dose de radiação

- Alguns tecidos são mais sensíveis a danos por radiação do que outros.
- Isso é tido em conta através da dose efetiva, que é calculada como a dose equivalente do tecido ponderada pelo fator de peso desse tecido.
- O limite para a dose anual de radiação permitida é de cerca 50 mSv.

TABLE 62.1 Summary of the CT Dose Index (CTDI) Values at Two Positions (Center of the Patient and Near the Skin) as Specified by Four CT Manufacturers for Standard Head and Body Scans.

Manufacturer	Detector	kVp	mA	Scan Time (s)	CTDI, center (mGy)	CTDI, skin (mGy)
A, head	Xenon	120	170	2	50	48
A, body	Xenon	120	170	2	14	25
A, head	Solid state	120	170	2	40	40
A, body	Solid state	120	170	2	11	20
B, head	Solid state	130	80	2	37	41
B, body	Solid state	130	80	2	15	34
C, head	Solid state	120	500	2	39	50
C, body	Solid state	120	290	1	12	28
D, head	Solid state	120	200	2	78	78
D, body	Solid state	120	200	2	9	16

TABLE 1.3. Effective Dose Equivalent H_E for Clinical X-Ray CT Exams

Clinical exam	H_E (mSv)
Breast	0.05
Chest X-ray	0.03
Skull X-ray	0.15
Abdominal X-ray	1.0
Barium fluoroscopy	5
Head CT	3
Body CT	10

*Nota:
para fotões: Gy=Sv*

Aplicações

Qual o exemplo mais atual?

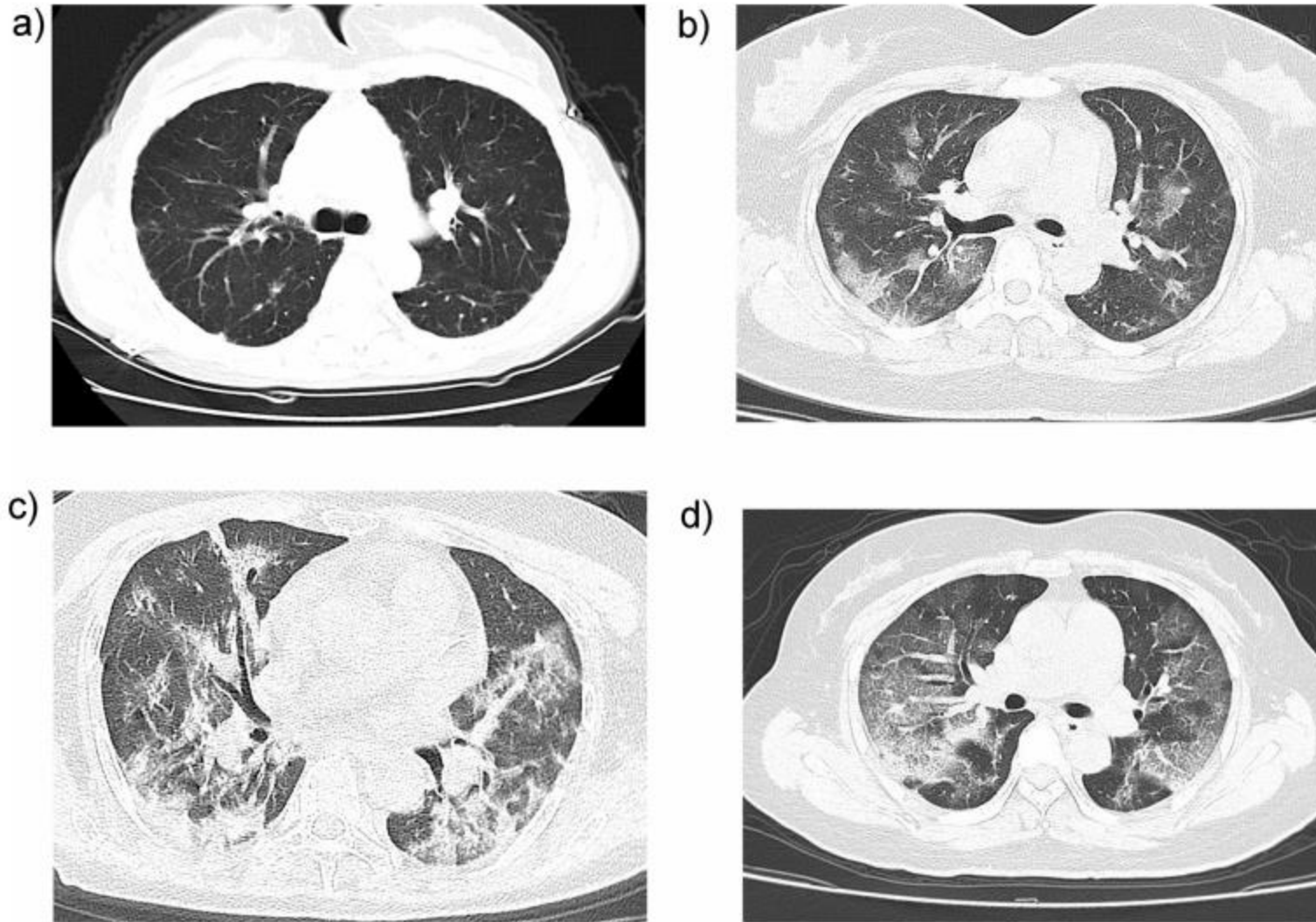


Fig. 1. CT features of coronavirus disease-2019 by disease severity. A. An axial CT image in a 33-year-female mild type patient (2 days from symptom onset to CT scan) shows thickening of lung texture. B. An axial CT image in a 37-year-male common type patient (6 days from symptom onset to CT scan) shows multiple ground-glass opacities in both lungs. C. An axial CT image in a 56-year-female severe type patient shows extensive ground-glass opacities and pulmonary consolidation, enlargement of bronchi and vessels. D. An axial CT image in a 47-year-female critical type patient (9 days from symptom onset to CT scan) shows extensive ground-glass opacities in multiple lobes, formatting "white lung".

Até sexta!

*Bibliografia disponível na plataforma