M. A. B. Rodríguez

# Física da Radiologia-F852. Aulas Cap. 13-3.

### Mário Antônio Bernal Rodríguez<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física Aplicada-DFA Universidade Estadual de Campinas-UNICAMP Local-DFA 68 email: mabernal@ifi.unicamp.br url pessoal: www.ifi.unicamp.br∖ ~mabernal Livro de texto fonte: J. T. Bushberg et al. The essential physics of medical imaging.

< 日 > < 日 > < 日 > < 日 > < 日 > < 日 > < 日 > < 日 > < 0 < 0</li>



◆□▶ ◆□▶ ◆ □▶ ◆ □▶ 亘 のへぐ

M. A. B. Rodríguez





### M. A. B. Rodríguez

#### Capítulo 13

Reconstrução de imagens

> 1 Tomografia Axial Computadorizada Reconstrução de imagens



### M. A. B. Rodríguez

### Capítulo 13

Reconstrução de imagens

# Sinograma e imagem correspondente



# O sinograma

- Notar que um ponto no objeto produz sinusóides no SINOgrama
- Imagem moderna: 1000 vistas x 800 raios=800 000 ponto de dados
- Ponto de dados/pixels= 3.2-3.9

M. A. B. Rodríguez

# Resoluções espaciais

### Capítulo 13

Reconstrução de imagens

### Diagrama



- Resolução radial: influenciada pelo número de raios
- Resolução angular: afetada pelo número de projeções

(ロ) (同) (三) (三) (三) (○) (○)

# Resoluções espaciais

M. A. B. Rodríguez

## Influência do número de raios

Reconstrução de imagens



- Imagens adquiridas com diferentes número de raios resultam diferentes resoluções espaciais
- São afetados mais as estruturas com maior frequência espac

# Resoluções espaciais

M. A. B. Rodríguez

# Influência do número de vistas

Reconstrução de imagens



- Imagens adquiridas com diferentes número de projeções resultam em diferentes resoluções espaciais (view aliasing)
- Afeta menos a resolução espacial do que o déficit de raios

#### M. A. B. Rodríguez

### Capítulo 13

Reconstrução de imagens

# Processamento de dados

# u,t, Hat, Hata µ4t4 µsts. µ,t, μt

Informação adquirida

### Processo

- Calibrações periódicas são feitas no ar para ajustar ganho e eficiência geométrica dos detetores
- $ln(I/I_0 = \mu t)$
- $\mu t = \sum_{i} \mu_i \Delta t$ , cada  $\Delta t$  representa um voxel
- μ<sub>i</sub> representa o valor do μ para cada voxel

### M. A. B. Rodríguez

### Capítulo 13

Reconstrução de imagens

### CT helicoidal



### Processamento

Processamento de dados

- Algoritmos de reconstrução baseados em cortes transversais
- Os dados da hélice são interpolados para obter a informação para um corte. Usam-se pesos que dependem do ângulo da projeção
- Este método reduz a dose no paciente

### M. A. B. Rodríguez

### Capítulo 13

Reconstrução de imagens

# Perfis de sensibilidade em CT helicoidal



### Processamento

Processamento de dados

- A sensibilidade é reduzida na periferia do corte
- A reconstrução intercalada melhora este efeito, produzindo um perfil adicional.

# Retro-projeção simples

M. A. B. Rodríguez

Reconstrução de imagens

### Algoritmo de reconstrução



- Resolução de um sistema de equações lineares
- O  $\mu$  de cada voxel é obtido, conhecendo o  $\Delta t$  previamente
- CT atuais têm 205 000 pixels  $\rightarrow$  800 000 equações

# Retro-projeção filtrada

M. A. B. Rodríguez

### Algoritmos de reconstrução

### Capítulo 13

Reconstrução de imagens



- A retro-projeção simples produz borrado da imagem
- Este problema é resolvido filtrando os dados antes da reconstrução mediante convolução

(日)

## Retro-projeção filtrada

### M. A. B. Rodríguez

### Exemplos de filtros





 Lak: amplifica muito o ruído. Shepp-Logan: bom compromisso ruído-resolução de imagem. Hamming: reduz muito as altas frequê



M. A. B. Rodríguez

MTF

Capítulo 13

Reconstrução de imagens

# Retro-projeção filtradaumns



- Estándar: Campo de visão grande e filtro para tecido mole
- Alta resolução: Campo de visão pequeno e filtro com amplificação de alta frequência para ver estruturas ósseas

M. A. B. Rodríguez

# Unidade de Hounsfield

### Capítulo 13

Reconstrução de imagens Definição

- $CT(x, y) = 1000 \frac{\mu(x, y) \mu_{water}}{\mu_{water}}$
- $\mu_{\textit{water}} \approx$  0.195 para energias usadas em CT ( $\sim$ 75 keV)
- Oscilan entre -1000 (air) e 3000 (crosta do osso)
- A ~75 keV, no músculo, gordura e osso 91%, 94% e 74% das interações são Compton, respetivamente. Praticamente μ ∝ μ ρ<sub>e</sub> = ρZN/A
- CT é a imagem sobre a qual pode-se planejar tratamentos de radioterapia

(ロ) (同) (三) (三) (三) (○) (○)