

Visualização de Imagem Volumétrica

Alexandre Xavier Falcão

Instituto de Computação - UNICAMP

afalcao@ic.unicamp.br

Aquisição de Imagem 3D

Cada técnica de aquisição de imagem 3D segue um princípio próprio para medir uma dada **propriedade física** interna ao material em estudo.

Aquisição de Imagem 3D

Cada técnica de aquisição de imagem 3D segue um princípio próprio para medir uma dada **propriedade física** interna ao material em estudo.

- Em microscopia confocal, a reflexão de luz laser em diferentes planos de foco é medida.

Aquisição de Imagem 3D

Cada técnica de aquisição de imagem 3D segue um princípio próprio para medir uma dada **propriedade física** interna ao material em estudo.

- Em microscopia confocal, a reflexão de luz laser em diferentes planos de foco é medida.
- Em ressonância magnética nuclear, ponderada em T1, a medida é o tempo de relaxação longitudinal dos spins em núcleos de hidrogênio, após perturbação por um campo magnético externo.
- Em tomografia computadorizada, a medida é a atenuação de raios-X que atravessam o material.

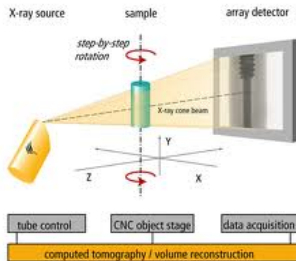
Aquisição de Imagem 3D

Por exemplo, na tomografia computadorizada, **projeções** em torno do material coletam os valores de atenuação e **algoritmos de reconstrução** geram a imagem a partir das projeções.



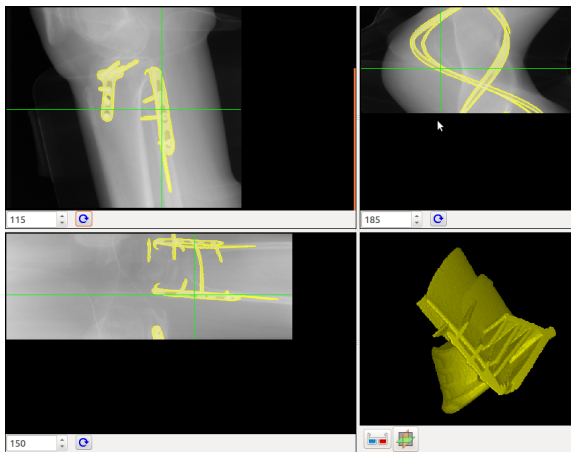
Aquisição de Imagem 3D

Por exemplo, na tomografia computadorizada, **projeções** em torno do material coletam os valores de atenuação e **algoritmos de reconstrução** geram a imagem a partir das projeções.



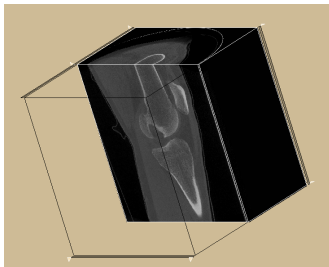
Aquisição de Imagem 3D

Por exemplo, na tomografia computadorizada, **projeções** em torno do material coletam os valores de atenuação e **algoritmos de reconstrução** geram a imagem a partir das projeções.



Aquisição de Imagem 3D

Por exemplo, na tomografia computadorizada, **projeções** em torno do material coletam os valores de atenuação e **algoritmos de reconstrução** geram a imagem a partir das projeções.



A reconstrução pode ser entendida como um problema inverso.

| | |
|-------|-------|
| X_1 | X_2 |
| X_3 | X_4 |

| |
|-------|
| P_1 |
| P_2 |

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 \\ 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \\ X_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \\ P_4 \end{bmatrix}$$

| | |
|-------|-------|
| P_3 | P_4 |
|-------|-------|

$$AX = P$$
$$X = A^{-1}P$$

Os valores X_i , $i = 1, 2, \dots, n$, dos pixels são obtidos dos valores P_j , $j = 1, 2, \dots, m$ de atenuação medidos em cada projeção. O sistema linear é **superdeterminado** com $m > n$ e A^{-1} se torna a pseudo-inversa.

A reconstrução nos tomógrafos explora a **transformada de Randon**.

A reconstrução nos tomógrafos explora a **transformada de Randon**.

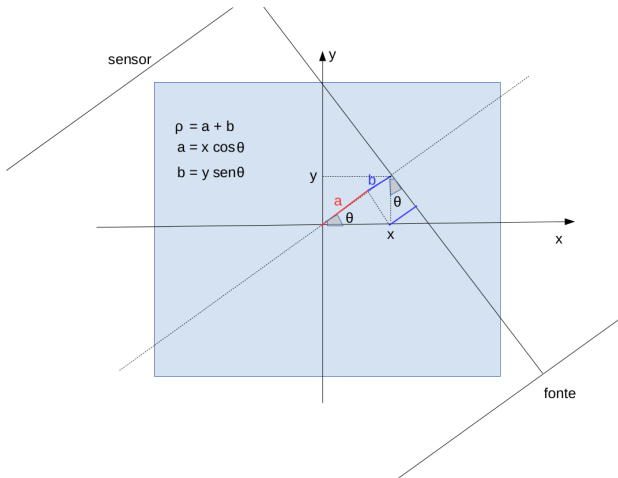
No caso 2D, por exemplo, para cada rotação $\theta \in [0, 180)$ de um sistema fonte-sensor em torno do centro da cena, esta transformada gera uma projeção $R(\rho, \theta)$ (imagem 1D) cujos valores somam as atenuações $f(x, y)$ da imagem sobre o segmento de reta que liga a fonte ao sensor.

$$R(\rho, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - \rho) dx dy,$$

onde ρ é a distância do segmento à origem e a função δ de Dirac considera apenas valores no segmento $x \cos \theta + y \sin \theta - \rho = 0$

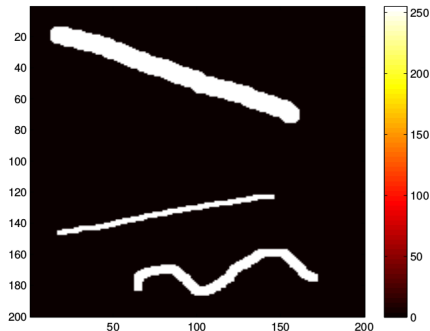
Aquisição de Imagem 3D

As projeções podem ser mapeadas como linhas de uma imagem 2D $g(s, \theta)$, que apresentará padrões senoidais.



Aquisição de Imagem 3D

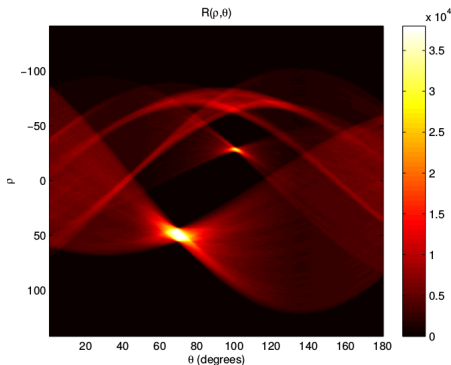
As projeções podem ser mapeadas como linhas de uma imagem 2D $g(s, \theta)$, que apresentará padrões senoidais.



www.cs.cmu.edu/~pmuthuku/mlsp_page/lectures/Carsten_Hoilund_Radon.pdf

Aquisição de Imagem 3D

As projeções podem ser mapeadas como linhas de uma imagem 2D $g(s, \theta)$, que apresentará padrões senoidais.



www.cs.cmu.edu/~pmuthuku/mlsp_page/lectures/Carsten_Hoilund_Radon.pdf

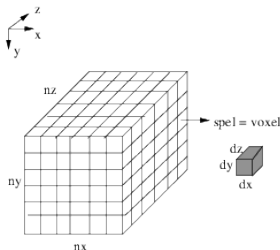
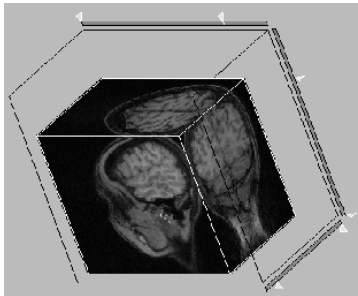
- A inversa para obter $f(x, y)$ pode ser obtida pela técnica de retroprojeção filtrada.

- A inversa para obter $f(x, y)$ pode ser obtida pela técnica de retroprojeção filtrada.
- Esta técnica explora o **teorema central de Fourier**, onde a transformada de Fourier de cada projeção $R(\rho, \theta)$ para θ fixo equivale a amostrar a transformada de Fourier de $f(x, y)$ por uma linha paralela (fatia) à linha da projeção.

- A inversa para obter $f(x, y)$ pode ser obtida pela técnica de retroprojeção filtrada.
- Esta técnica explora o **teorema central de Fourier**, onde a transformada de Fourier de cada projeção $R(\rho, \theta)$ para θ fixo equivale a amostrar a transformada de Fourier de $f(x, y)$ por uma linha paralela (fatia) à linha da projeção.
- O resultado equivale à $f(x, y) = \int_0^\pi R'(\rho, \theta) d\theta$, onde $R'(\rho, \theta)$ é a projeção filtrada.

Aquisição de Imagem 3D

Em 3D, os pontos no interior do material são **amostrados** em coordenadas (x, y, z) espaçadas de (d_x, d_y, d_z) e a média da medida em pontos deste pequeno volume é tomada e **quantizada** em b bits, como valor da imagem $I(x, y, z)$ ou $I(p)$, $p = (x_p, y_p, z_p)$ denominado *voxel* (*spel* de space element).



Ver **sistema de coordenadas** no caso de imagem médica em www.slicer.org/slicerWiki/index.php/Coordinate_systems

- Para uma mesma região amostrada, quanto menor o volume $d_x d_y d_z$ (e.g., 1mm^3) do voxel, maior o número $n_x n_y n_z$ de voxels, e maior é a **resolução espacial** da imagem.

- Para uma mesma região amostrada, quanto menor o volume $d_x d_y d_z$ (e.g., 1mm^3) do voxel, maior o número $n_x n_y n_z$ de voxels, e maior é a **resolução espacial** da imagem.
- Para um mesmo intervalo de medida, quanto maior o número de níveis de quantização, maior o número de bits, e maior é a **resolução radiométrica**.

- Para uma mesma região amostrada, quanto menor o volume $d_x d_y d_z$ (e.g., 1mm^3) do voxel, maior o número $n_x n_y n_z$ de voxels, e maior é a **resolução espacial** da imagem.
- Para um mesmo intervalo de medida, quanto maior o número de níveis de quantização, maior o número de bits, e maior é a **resolução radiométrica**.
- Normalmente $b = 12$ bits, então $I(p) \in [0, 4095]$. A tomografia gera valores na escala Hounsfield de $[-1024, 3071]$.

- DICOM é o formato padrão de arquivo para imagens 3D. O **gdcm** é um exemplo de pacote para extrair os dados da imagem. Veja gdcm.sourceforge.net/wiki/index.php/Main_Page.

- DICOM é o formato padrão de arquivo para imagens 3D. O **gdcm** é um exemplo de pacote para extrair os dados da imagem. Veja gdcm.sourceforge.net/wiki/index.php/Main_Page.
- Cada fatia xy é armazenada em um arquivo separado, com localização z e resolução $d_x d_y$, e a diferença entre as localizações de dois arquivos sucessivos é d_z (que pode ser variável).

- DICOM é o formato padrão de arquivo para imagens 3D. O **gdcm** é um exemplo de pacote para extrair os dados da imagem. Veja gdcm.sourceforge.net/wiki/index.php/Main_Page.
- Cada fatia xy é armazenada em um arquivo separado, com localização z e resolução $d_x d_y$, e a diferença entre as localizações de dois arquivos sucessivos é d_z (que pode ser variável).
- A image de cada fatia pode ainda estar comprimida, mas o gdcm faz a descompressão.

Nós vamos trabalhar com o formato próprio, **.scn**, que tem um cabeçalho ascii seguido de dados binários com 1 ($b = 8$) ou 2 ($b = 16$) bytes para o valor de cada voxel na ordem $x = 0, 1, \dots, n_x - 1$, $y = 0, 1, \dots, n_y - 1$, $z = 0, 1, \dots, n_z - 1$.

SCN

n_x n_y n_z

d_x d_y d_z

b

dados binários.

Definição e Representação de Imagem 3D

- Uma imagem 3D \hat{I} é um par (D_I, I) onde $D_I \subset \mathbb{Z}^3$ é o domínio da imagem e todo voxel $p \in D_I$ tem associado um valor inteiro $I(p) \in \mathbb{Z}$.

Definição e Representação de Imagem 3D

- Uma imagem 3D \hat{I} é um par (D_I, I) onde $D_I \subset \mathbb{Z}^3$ é o domínio da imagem e todo voxel $p \in D_I$ tem associado um valor inteiro $I(p) \in \mathbb{Z}$.
- Os valores $I(p)$ podem ser armazenados em um vetor de inteiros ou em um arranjo $I(x_p, y_p, z_p)$ de n_x colunas, n_y linhas, e n_z fatias.

Definição e Representação de Imagem 3D

- Uma imagem 3D \hat{I} é um par (D_I, I) onde $D_I \subset \mathbb{Z}^3$ é o domínio da imagem e todo voxel $p \in D_I$ tem associado um valor inteiro $I(p) \in \mathbb{Z}$.
- Os valores $I(p)$ podem ser armazenados em um vetor de inteiros ou em um arranjo $I(x_p, y_p, z_p)$ de n_x colunas, n_y linhas, e n_z fatias.
- A relação entre p e (x_p, y_p, z_p) é dada por:

$$p = x_p + y_p n_x + z_p n_x n_y$$

$$z_p = p \div n_x n_y$$

$$y_p = (p \bmod n_x n_y) \div n_x$$

$$x_p = (p \bmod n_x n_y) \bmod n_x$$

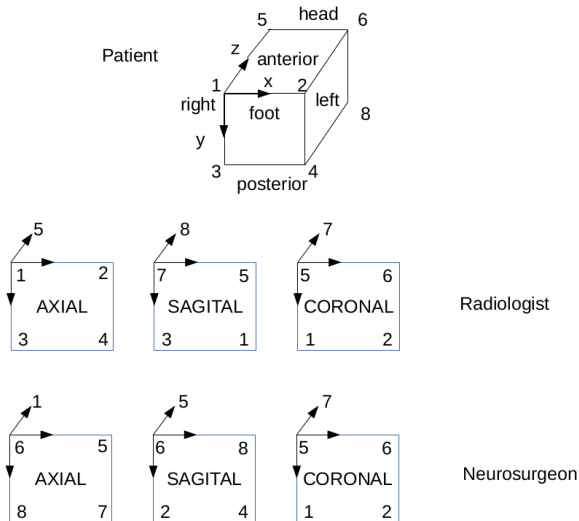
onde \div é a divisão inteira.

Representação de Imagem 3D: **Tarefa**

Escreva uma função C para extrair um corte (imagem 2D) em um dado eixo $A \in \{X, Y, Z\}$ de uma imagem 3D, selecionando uma dada ordem entre os eixos $B \in \{X, Y, Z\} \setminus \{A, C\}$ e $C \in \{X, Y, Z\} \setminus \{A, B\}$, e uma entre as quatro possíveis coordenadas de origem.

Representação de Imagem 3D: **Tarefa**

Use a função para extrair fatias axial, coronal, e sagital de modo consistente com as visões do radiologista e do neurocirurgião.



`www.ic.unicamp.br/~afalcao/mo815-3dvis/libmo815-3dvis.tar.
bz2`