

PROCESSAMENTO DE IMAGENS NA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

I. Ferraz e A. Conci / Instituto de Computação - UFF

1. RESUMO

O estudo do processamento de imagens iniciou na Segunda Guerra Mundial com a aerofotogrametria. No final dos anos 60, do século XX, popularizou-se a exibição de imagens espaciais baseadas em computador. Até há bem pouco tempo o maior emprego das técnicas de processamento de imagens vinha sendo em imagens do espaço, atualmente a enorme quantidade de exames médicos invasivos (videoscopias) ou não-invasivos (ultra-som, ressonância magnética, tomografias, radiografias computadorizadas) que usam imagens está tornando a área biomédica a maior usuário dos centro de pesquisa em imagens e cada ser humano do planeta um usuário (recorrente ou em potencial) das técnicas desenvolvidas. Neste trabalho apresentamos a revisão de um grupo de técnicas de computação gráfica que são utilizadas na reconstrução de imagens médicas. Embora o enfoque principal seja direcionado às imagens de tomografia, técnicas semelhantes se aplicam a todas as demais formas de reconstrução de imagens médicas.

2. PALAVRAS CHAVES

Imagens médicas, tomografia, reconstrução de imagens.

3. INTRODUÇÃO

A tomografia, nas formas de TC (Tomografia Computadorizada) ou PET (Tomografia por Emissão de Pósitrons), é um processo no qual se obtém uma imagem de uma seção reta do objeto analisado (veja a figura 1), imagem essa chamada tomograma. Esta característica é fundamental para diferenciar a CT das imagens de raio X convencionais, que não permitiam a determinação da profundidade dos objetos que absorvem a radiação. Essa forma de disposição dos sensores é o principal responsável pela definição clara dos elementos analisados e pela possibilidade de reconhecer os diversos tecidos (ao contrário da radiografia convencional que contém clara definição geralmente apenas para os tecidos ósseos).

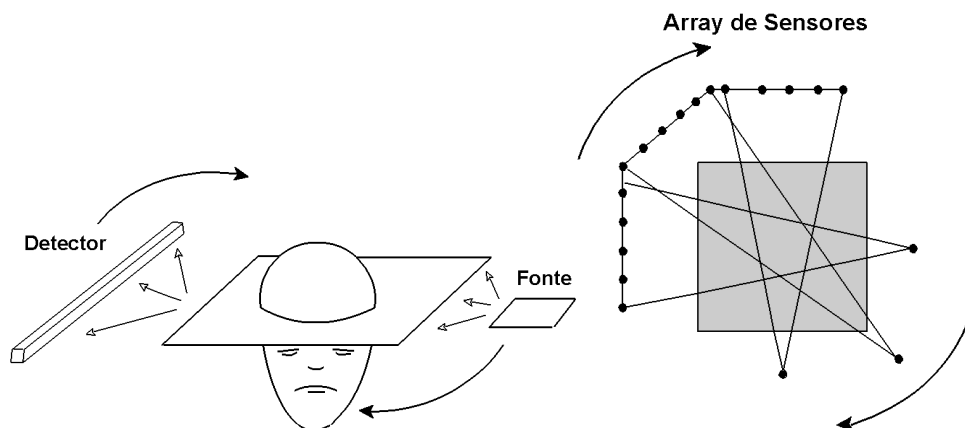


Figura 1 - Esquema de como são emitidos e captados os raios X na tomografia [1]

Os raios X podem ser emitidos em trajetórias paralelas ou divergentes (“fan”) sendo captados em um “array” de sensores. A fonte e os receptores giram em torno do objeto analisado. Ao final da rotação processos computacionais reconstróem um “array” bidimensional de coeficientes de absorção de raios X da seção reta do objeto em análise (veja a figura 2). Os diversos arrays bi-dimensionais são depois usados para reconstruir toda a imagem como um objeto tridimensional, como é mostrado nas figuras 3 e 4.

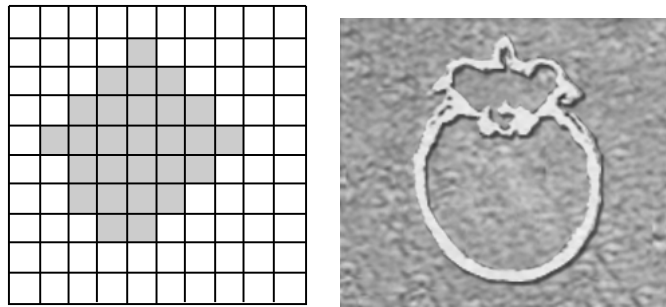


Figura 2 - Array bi-dimensional de coeficientes de absorção de raios X na seção reta do objeto em análise.

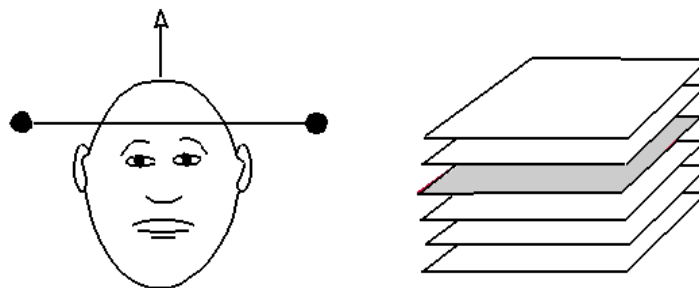


Figura 3 – Pilha de tomogramas, um para cada seção reta ou fatia (do crânio, no desenho).

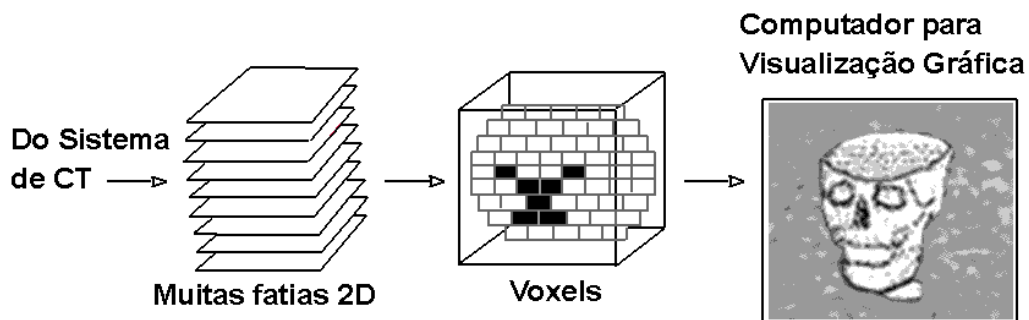


Figura 4 - As diversas imagens em 2D são depois usadas para reconstruir o objeto tridimensionalmente[1].

Estes possibilidades foram previstas por Radon [7] em 1917. No entanto antes de 1970 não havia capacidade computacional capaz de tornar prática qualquer aplicação da técnica. Processos semelhantes de reconstrução são utilizados nas técnicas de MRI (Ressonância Magnética de Imagens), PET (Tomografia por Emissão de Pósitrons) e ultra-sonografia 3D. Usualmente são geradas diversas imagens tomográficas suficientemente próximas umas das outras para se obter imagens 3D. O elemento de volume elementar é chamado *voxel*, sendo o correspondente tridimensional do *pixel*. A criação de imagens e sua visualização envolve scanners para captura de tomogramas, processamento de imagens e computação gráfica para a geração de imagens. Essas técnicas são conceitualmente distintas, de modo que um diagrama de sua representação é mais adequadamente representado pelo diagrama mostrado na figura 6.



Figura 5 - Visão de um aparelho de tomografia em operação.

4. FORMAS DE RECONSTRUÇÃO

Considere-se N_0 como o número de fótons chegando a uma amostra de tecido, N o número de fótons que passou por uma porção do tecido e continuou sua trajetória, x a espessura da porção de tecido em análise e $\mu(x)$ o coeficiente de atenuação ou de absorção (função da densidade do tecido). Então o número de fótons de um simples raio X é dado por:

$$N = N_0 * e^{-\mu x}$$

$$\log\left(\frac{N}{N_0}\right) = \int_L \mu(x) dx$$

Dividindo por N_0 e calculando o logaritmo chega-se à projeção, ou ainda, ao número de raios necessários para uma medição. Se considerarmos que $p(y)$ é uma projeção construída a partir de amostras por integração de $\mu(x)$, que é uma função de densidade, ao longo de caminhos paralelos a x (veja figura 7). Quando a fonte girar deseja-se calcular $p(t, \Phi)$ ao longo da linha $t = x * \sin \Phi - y * \cos \Phi$, aonde Φ é o ângulo entre o caminho e um eixo principal do voxel observado. Desta forma, sendo a função impulso representada por δ pode-se escrever

$$p(t, \Phi) = k * \iint \mu(x, y) * \delta(x * \sin \Phi - y * \cos \Phi - t) dx dy$$

Nesta expressão k é um fator de proporcionalidade para ajustar dimensionalmente a equação. A reconstrução consiste em, a partir das projeções $p(t, \Phi)$, recuperar a função de densidade de $\mu(x, y)$. Isto pode ser feito por três métodos: método de “back projection; reconstrução algébrica e por transformada de Fourier. A seguir falaremos dos detalhes básicos de cada um deles.

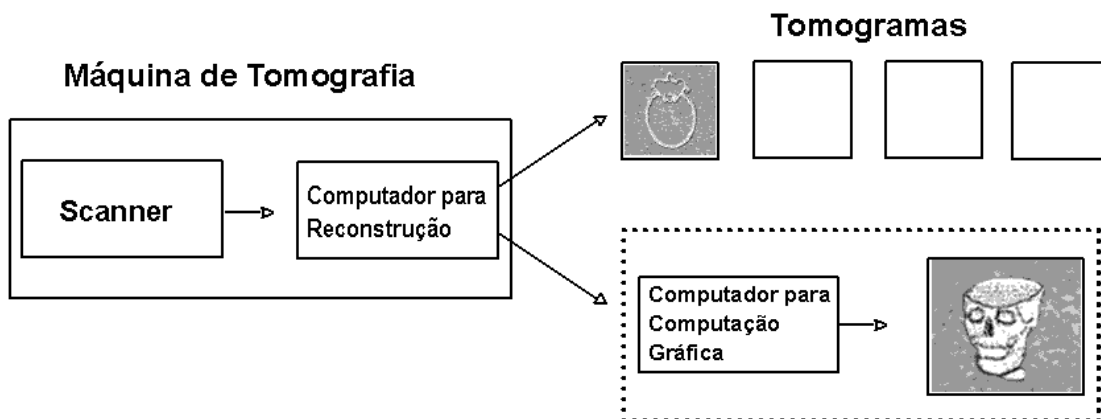


Figura 6- Esquema essencial de uma tomografia separando o tomograma de sua reconstrução 3D.

Reconstrução pelo método intuitivo de “back projection”

Neste método a cada pixel se atribui a soma das intensidades de todas as projeções dos raios que passam pelo pixel. A magnitude de p é distribuída igualmente entre as células pelas quais o raio passa e a cada célula se atribui $\frac{1}{N} * p(t, \Phi)$. Ocorre que os raios que passam pelo pixel tem diversas orientações e, com o giro ocorrerá aliasing. **Aliasing** é um efeito na imagem decorrente da amostragem inadequada. O termo é mais empregado, quando manifesta-se tornando o pixel visível, com o efeito de cerrilhado, especialmente próximo a linhas quase a 45 graus. O **aliasing** pode ser reduzido captando múltiplas amostras da informação básica como, por exemplo, *rasterizando* uma imagem em uma resolução mais alta e depois re-amostrando na resolução desejada (mais baixa). **Anti-aliasing** é a técnica de suavização dos problemas ligados ao aliasing usando geralmente a adição de novas cores onde o **aliasing** ocorre. Como este processo adiciona cores intermediárias, a imagem pode fazer com que se torne menos compreensível, ou introduzir elementos inexistentes. Essa técnica obviamente não deve ser usado para imagens médicas, onde a alteração de qualquer dado pode mascarar os diagnósticos.

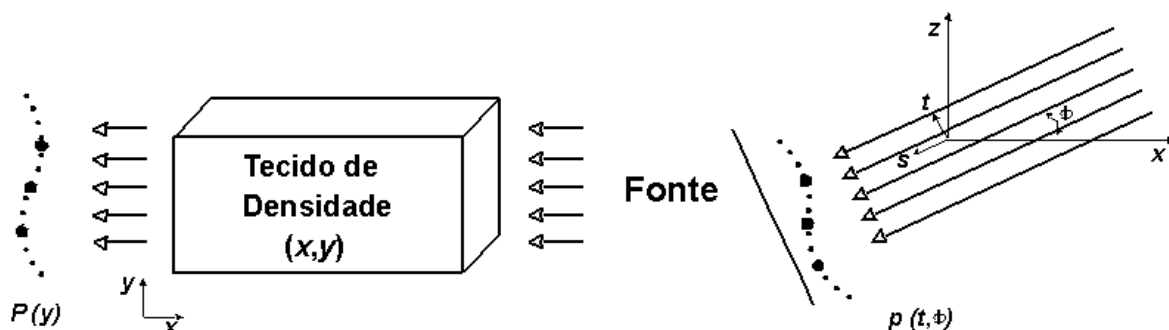


Figura 7- Elementos correspondentes à função de projeção paralela às direções x, y e rotacionada em relação à essas coordenadas.

Reconstrução algébrica

Neste método iterativo inicialmente são atribuídos a cada pixel valores arbitrários para a função de densidade (ou de absorção de radiação). Para cada possível caminho de projeção calcula-se a soma das intensidades dos coeficientes ao longo do caminho. Em geral essa soma será diferente do valor corrente. A diferença entre o valor corrente e o valor calculado será distribuída entre os pixels ao longo do caminho. A seguir escolhe-se outro caminho e o processamento vai convergindo para os valores desejados, com diferenças decrescentes entre valores calculados e valores correntes.

Reconstrução utilizando transformada de Fourier

A transformada de Fourier de uma projeção $p(t, \phi)$ é uma fatia radial da transformação bidimensional de $\mu(x, y)$. $\mu(x, y)$ transforma-se em $F(u, v)$, $F(r, \phi)$ é uma fatia radial de $F(u, v)$, $\mathcal{F}(p(t, \phi)) = F(r, \phi)$ a transformada de $p(t, \phi)$ é $F(r, \phi)$. Pela técnica transforma-se $p(t, \phi)$ em $F(r, \phi)$, em coordenadas polares, e constrói-se $F(u, v)$, em coordenadas retangulares a partir de $F(r, \phi)$ por interpolação bi-linear usando conhecimento de $p(t, \phi)$. Finalmente aplica-se a transformação reversa de FFT a $F(u, v)$ obtendo-se $\mu(x, y)$ (veja a figura 8).

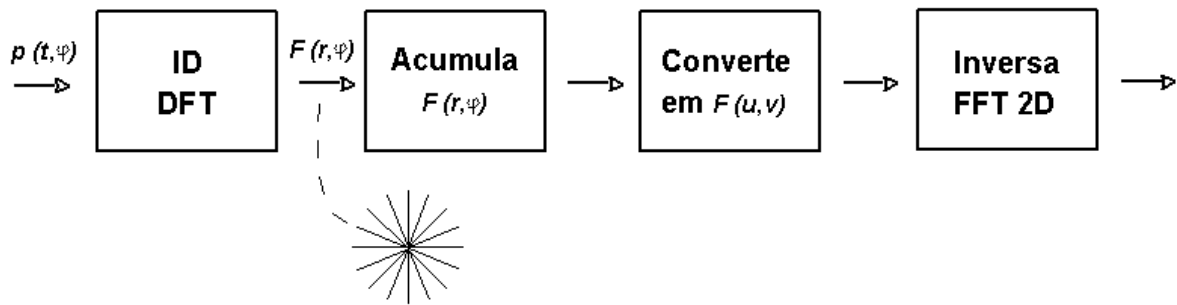
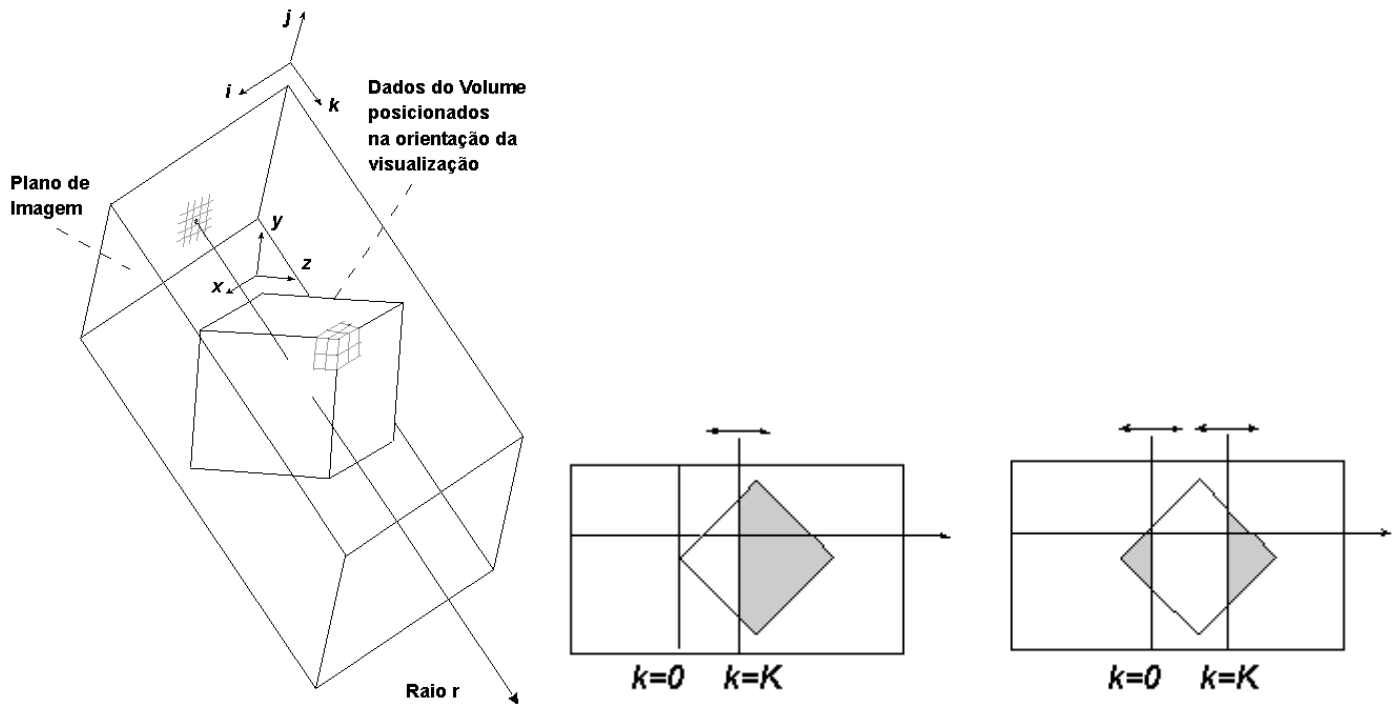


Figura 8 - Método de reconstrução usando a transformada de Fourier.

5. VISUALIZAÇÃO DOS VOLUMES

Chama-se de “Ray Casting” o processo de transformação do conteúdo de um conjunto de dados de volumes (figura 9) em uma imagem bidimensional [33]. Para efetuar esta transformação há necessidade de considerar alguns aspectos referentes as propriedades a exibir, as implicações relativas ao tamanho do voxel, a consideração de gel semi transparente , entre outros que são seguir descritos.



**Figura 9 - Renderização de volume por raios paralelos à partir de cada pixel (à esquerda).
Uso de planos paralelos ao plano de vista para construir uma vista de volume (à direita).**

Propriedades a exibir

Normalmente deseja-se visualizar o contorno dos objetos dentro dos voxels e sombrear esses objetos. É usual terminar um raio quando ele encontra o primeiro voxel não nulo, avaliar a normal à superfície do voxel e aplicar um modelo de sombreado local. Pode-se fazer os objetos internos opacos ou parcialmente transparentes. Cada pixel pode mostrar o valor do maior coeficiente de absorção encontrado ao longo do caminho do raio incidente ou pode exibir a soma das intensidades desses coeficientes na trajetória, tal como o faz o raio X tradicional.

Relação entre a realidade e os dados

Não existe necessariamente uma relação um para um entre voxels e pixels. Se um voxel for composto de diferentes materiais pode-se considera-lo como composto do material majoritário ou atribuir a ele uma composição mista. Neste último caso surge um problema adicional que é o tratamento da continuidade entre voxels vizinhos. Pode ocorrer que um voxel tenha sua imagem projetada em mais de um pixel.

Opção gel semi transparente

Os voxels não são considerados completamente opacos. Usualmente cria-se a metáfora do gel semi transparente atribuindo a cada voxel uma cor C e uma transparência α . Considera-se que uma opacidade maior corresponde a uma densidade maior ou coeficiente de absorção de raios X maior. Define-se a operação de composição como sendo aquela que é feita considerando que cada pixel corresponde a um raio passando pelo voxel na orientação de visualização desejada. Os passos de visualização são: (1) classificar cada voxel dos dados originais atribuindo valores de cor e opacidade; (2) transformar os dados de volume para a direção de visualização desejada, e (3) para cada pixel considerar um raio incidente. Fazer a composição ao longo do raio e obter a cor do pixel.

Materiais detectáveis nas tomografias

Os voxels recebem a atribuição de valor (R,G,B, α) , de acordo com sua classificação. Para a tomografia foram estabelecidas quatro instâncias de materiais para o estudo: ar, gordura, tecido mole e osso (figura 10). Em um mesmo voxel só podem coexistir dois materiais e as composições possíveis para um voxel são:

ar		gordura		tecido mole		osso
	ar e gordura		gordura e tecido mole		tecido mole e osso	

Os voxels depois de classificados são armazenados em estruturas como as mostradas na figura 11

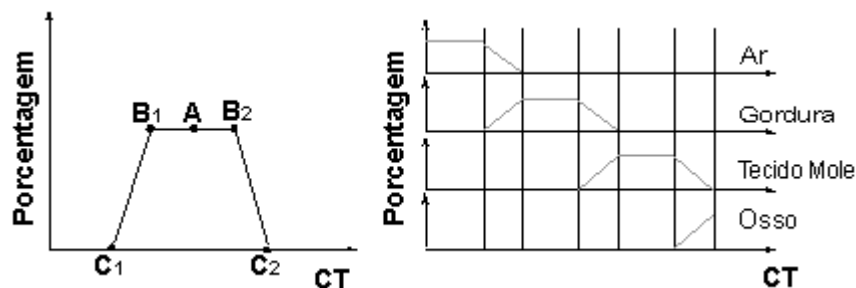


Figura 10 - Classificação dos materiais em Tomografia Computadorizada (é o eixo horizontal CT na figura) mostrando a função para um dos materiais e as funções de classificação

Transformação para a direção de visualização

Quando os voxels não estão alinhados com os raios surge a necessidade de aplicação de operações de reamostragem e anti-aliasing. Em CT ("Computer Tomography") é usual fazer rotações apenas sobre o eixo z (rotação sobre a espinha dorsal) e sobre o eixo x (de ponta a cabeça). A reamostragem (isso quer dizer usar uma outra amostragem, *escaneamento*, com outro número de pixels) é usada quando uma imagem for muito grande (ou muito pequena) para a saída desejada. O tamanho do arquivo resultante pode ser ampliado ("upsampling") ou reduzido ("downsampling"). A reamostragem altera os dados da imagem e deve ser evitada quando se quer preservar os pixels (figura 12).

Compondo pixels ao longo dos raios

A cor correspondente a cada saída de um voxel pode ser considerada como a composição da cor de entrada com a cor do voxel (figura 13), ou seja

$$C_{out} = C_{in} * (1 - \alpha) + C * \alpha$$

A detecção de superfícies é feita calculando a normal a ela usando o gradiente do volume cujas componentes são (figura 14):

$$N_x = R(x+1,y,z) - R(x-1,y,z)$$

$$N_y = R(x,y+1,z) - R(x,y-1,z)$$

$$N_z = R(x,y,z+1) - R(x,y,z-1)$$

onde, para cada voxel analisa-se **R** somando os produtos da porcentagem de cada material pela densidade correspondente. Em materiais homogêneos as diferenças obtidas são nulas e o voxel não contém segmentos de superfícies. A presença de uma superfície é medida pela magnitude da normal à superfície, ou seja, quanto maior for a componente da normal mais provável é a existência de uma superfície. A magnitude ($|N|$) pode ser usada para ponderar o componente de sombreado, sem, contudo, implicar em decisão binária a respeito (existência ou não de uma superfície no volume considerado), o que é tabu entre os profissionais de medicina que querem ter o monopólio das decisões. Esta técnica usada para visualização não guarda relação alguma com a realidade física. Encaixa-se apenas com a metáfora esperada pelo usuário. Tipicamente é o que ocorre com as chapas de raio X convencional. Uma suposição corrente é que cada voxel seja atingido pela fonte de luz (ou radiação) mesmo estando dentro de um volume.

A natureza local desse tipo de hipótese provoca ruídos. Melhora-se o resultado calculando-se o gradiente em volumes maiores considerando seis voxels vizinhos (ou 18 ou 24). Sombreia-se uma superfície calculando a interação da normal ao voxel, contendo a superfície, com o raio incidente. No modelo de gel transparente incorpora-se a superfície sombreada ao modelo de gel ou então torna-se a superfície opaca removendo-se todos os voxels que não contenham parte dessa superfície. A detecção de superfícies é local a um voxel. Se o componente de sombreado for incluído no modelo de gel transparente nenhuma decisão será tomada sobre a existência de superfícies.

Extração explícita de iso superfícies

Para representar uma função de uma variável necessitamos visualizá-la a duas dimensões. Para visualizar uma função de duas variáveis precisamos representa-la em três dimensões. Uma maneira alternativa de exibir um campo escalar de duas variáveis é através de isolinhas (figura 15). Desta forma definem-se isolinhas como os lugares dos pontos aonde o valor da função de duas dimensões é igual a uma dada constante (figura 16 e 17). As isolinhas são os traços das superfícies correspondentes no plano de representação (identificado pelo valor do campo). Este tipo de representação é muito comum na análise dos estados de tensão, no estudo do calor e na representação topográfica aonde as isolinhas recebem o nome de curvas de nível. Analogamente as isolinhas de 2D existem as iso superfícies em 3D (superfícies com mesma intensidade de cinza no caso das tomografias).

Quando o volume de dados contiver iso superfícies ou superfícies de nível elas podem ser extraídas explicitamente, convertidas em uma estrutura de rede de polígonos e renderizadas de maneira usual. Por meio desta abordagem encontram-se um ou mais polígonos apropriados para cada voxel e produz-se um conjunto contínuo destes polígonos a partir do conjunto de voxels contendo a superfície. Esta técnica, aparentemente mais complicada, tem suas vantagens, dando origem ao algoritmo dos cubos marchantes (figura 18). Um voxel possui oito vértices e pode-se atribuir um polígono ao voxel dependendo dos valores os vértices (vértices dentro ou fora das superfícies). Como um voxel possui oito vértices e cada um deles pode estar dentro ou fora de uma superfície -valores 0 e 1-, pode-se representar o conjunto de estados dos vértices por uma sequência de 8 bits). Existem 256 possibilidades distintas que, por considerações de simetria, podem ser reduzidas a 15. Em 1987 Lorensen & Cline [4] determinaram essas 15 possibilidades. Em 1998 Schoeb [8] relatou 8 novas possibilidades (figura 19). A posição final e a orientação de cada polígono, em cada tipo de voxel, são determinadas pela intensidade dos valores de campo nos vértices.

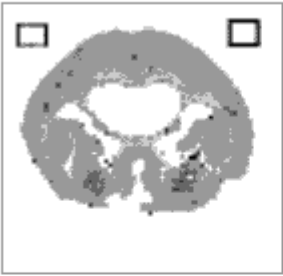
Existem dois métodos de determinação de superfícies: determinação da superfície em cada voxel sombreando a superfície. e determinação de uma malha de polígonos.

O primeiro método tem resolução inferior pois se a opacidade do voxel for igual a um, a informação sobre a posição e a orientação da superfície serão perdidas. O algoritmo os cubos marchantes não tem essa limitação mas pode induzir a suposição da existência da superfície atravessar voxels vizinhos, além de utilizar um número gigantesco de primitivos a processar.

Value

14

Probe



Substance: fat

Value range:

Color:


Opacity:

Table entry

Value

14

Probe



Substance: fat

Value range:

10 - 35

Color:

255, 200, 20

Opacity:

0,2

Table entry

Figura 11 - Armazenamento da classificação.

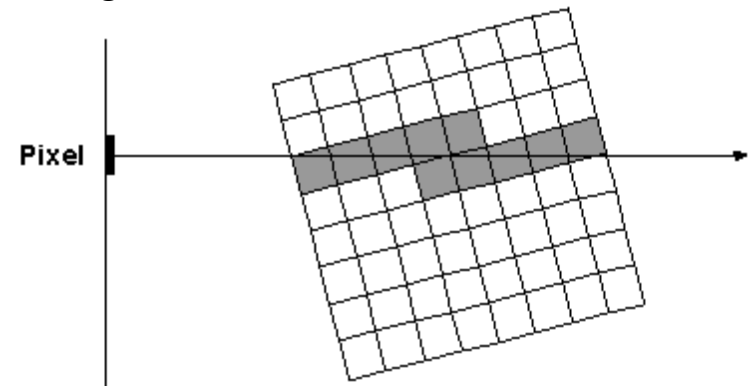


Figura 12 - Lançamento de raios implica na reamostragem dos dados e, em geral, não encontra o centro dos voxels havendo que tratar aliasing

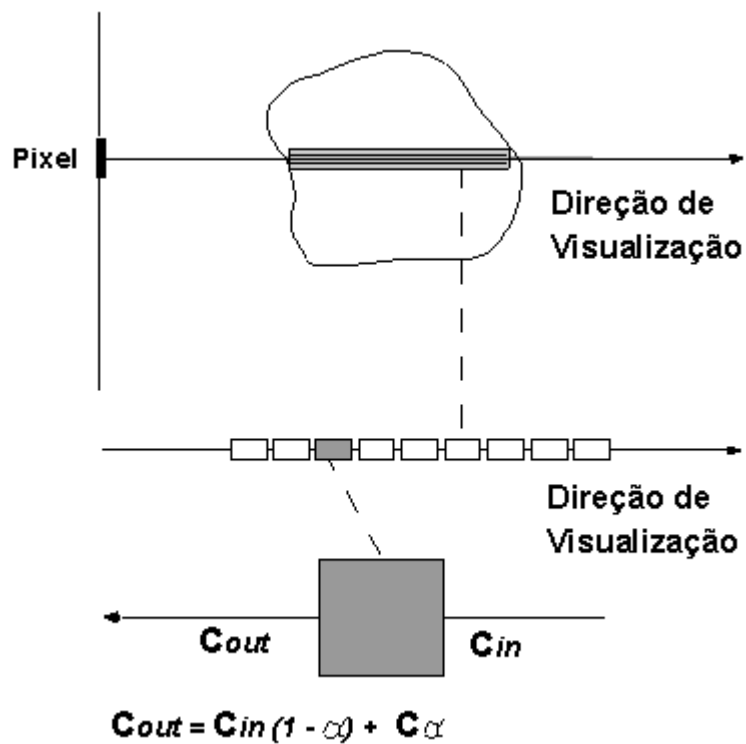
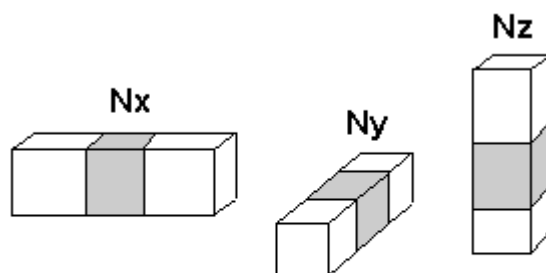


Figura 13 - Composição dos raios.



Há alguma superfície presente?
Avalie o gradiente N

Figura 14 - Detecção de superfície.



Figura 15 - Iso linhas de altitude ou curvas de nível.

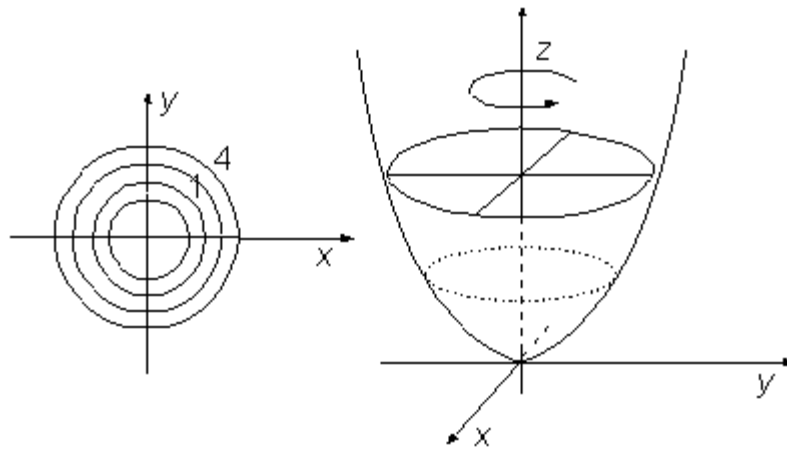


Figura 16 - Iso linhas ou curvas de nível para um parabolóide de revolução

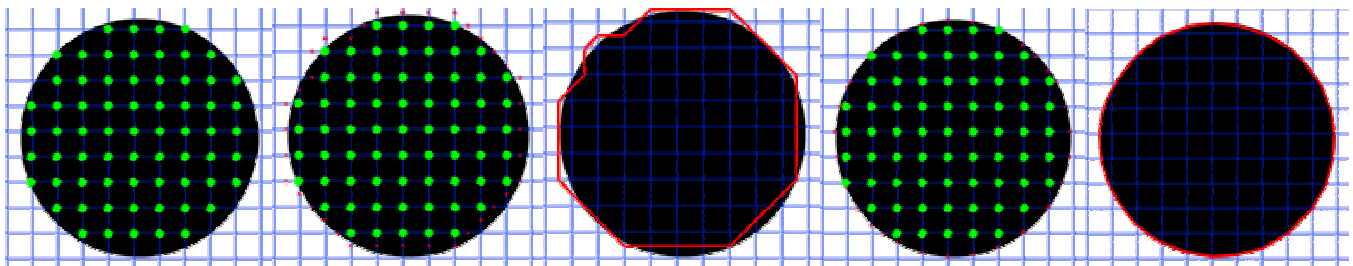


Figura 17 - Geração de uma iso linha à partir de pontos pertencentes ou não a um campo escalar. Inicialmente os pontos verdes são detectados, a seguir os pontos vermelhos tem de ser tratados para manter a continuidade, a seguir gera-se um contorno, que é filtrado e chega-se ao resultado desejado.

Considerações estruturais nos algoritmos de renderização de volumes

Os algoritmos de renderização dependem do gigantesco número de operações necessárias e da possibilidade de paralelização desse processamento. De maneira geral, os algoritmos de renderização de volumes podem ser classificados em (figura 20): (1) métodos de Ray Casting, com as variações Raios Transformados e Volume Transformado; e (2) métodos de Projeção de Voxels, com as variações da *frente para trás* e de *trás para a frente*

“Ray casting” dos dados não transformados

Nesta modalidade (figura 21) é gerado um feixe de raios paralelos, cada qual correspondendo a um pixel. Este pixel tem sua cor determinada por operações de composição. São necessárias duas tarefas para tanto. A primeira consiste em encontrar os voxels atravessados pelo raio. Como segunda tarefa deve-se encontrar um valor para o voxel (este valor corresponde a sua densidade, ou coeficiente de absorção de radiação ou coeficiente de transparência), a partir de um conjunto de dados classificados. Para a determinação dos voxels atravessados utilizam-se algoritmos como o **3DDA** (analisador diferencial tridimensional) [1]. A determinação de valores dos voxels complica-se pois a porção atravessada dos voxels é desigual, já que os voxels não estão alinhados com os raios. Desta forma não se pode considerar simplesmente que a contribuição de todos os voxels de mesma natureza seja igual. Não se pode esquecer que estamos amostrando um volume físico real que vai ser percorrido por um raio linear (infinitamente delgado), ou seja estamos enfrentando um problema de reamostragem ou “resampling”. Inicia-se com dada amostra, faz-se uma rotação até a nova orientação e reamostra-se. É necessária uma filtragem na reamostragem para evitar aliasing (figura 22)

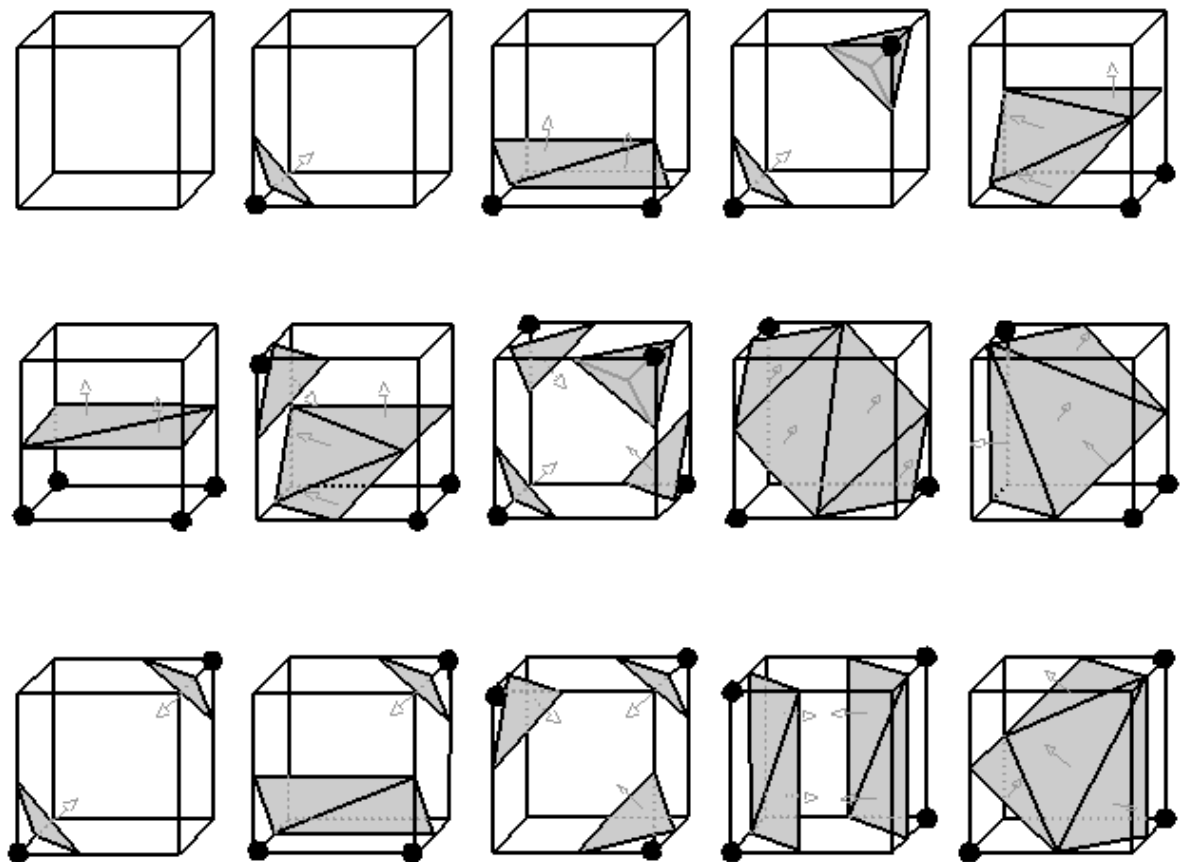


Figura 18 - As 15 combinações originais dos cubos marchantes.

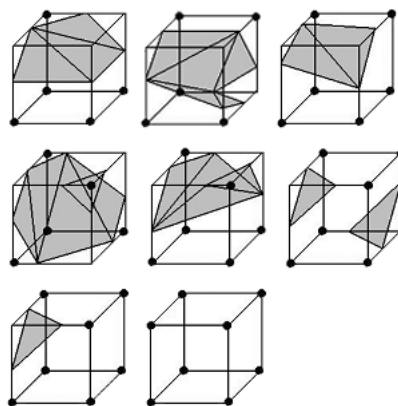


Figura 19 - As 8 combinações adicionais de cubos marchantes de Schoeb.

"Ray template"

A renderização de volume tem dados tridimensionais e a reamostragem também é feita no espaço tridimensional. Medem-se pontos igualmente espaçados ao longo do raio e encontra-se um valor reamostrado. Os pontos igualmente espaçados ao longo do raio são os centros dos núcleos dos filtros tridimensionais.

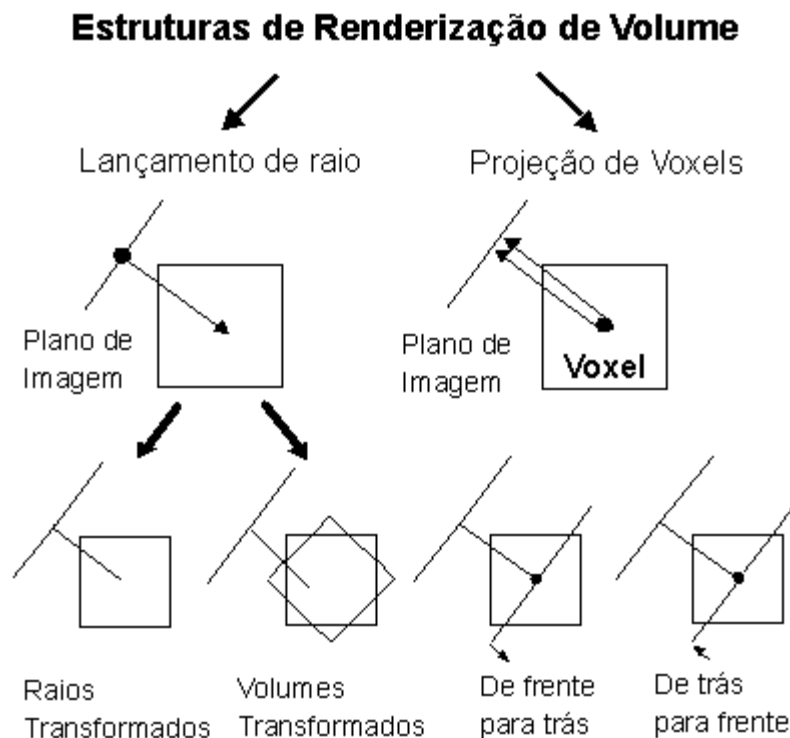


Figura 20 - Taxonomia das estruturas de renderização de volumes.

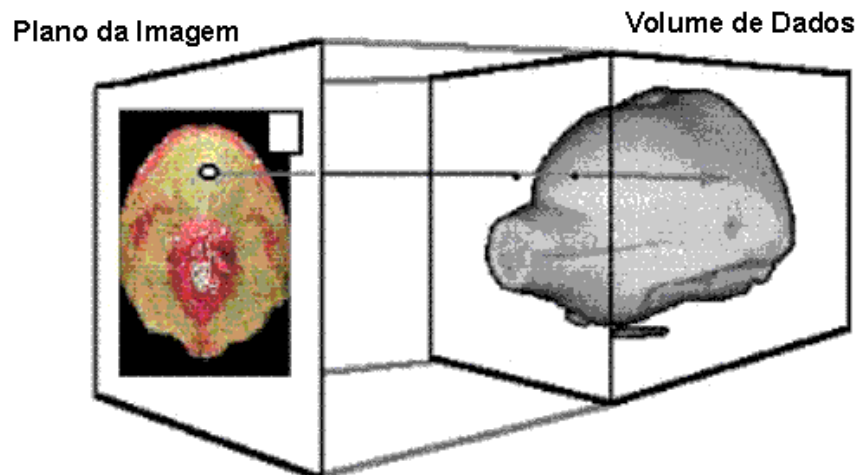


Figura 21 - Esquema do método de ray casting.

O laço mais externo consiste em um lançamento (“cast”) de um raio para cada pixel. O feixe de raios paralelos, um para cada pixel, passa pelos centros de cada voxel das faces frontais do conjunto de dados. O método “ray template” move o raio um voxel de cada vez ao longo do plano base. O modelo de raio ou “ray template” é calculado uma só vez e armazenado em uma estrutura de dados. Obtendo os deslocamentos em relação à base comum todos os raios são acompanhados pela exploração da coerência entre raios. Para a reamostragem, se o volume não for alterado pode-se fundir em uma só operação os processos de renderização (ou composição) e de reamostragem. Percorre-se o raio e a distâncias uniformes é coletada uma amostra e

avaliada uma cor para uso na composição. Pode-se adotar a cor do voxel que continha o ponto de amostragem mas é mais preciso o método de interpolação linear (figura 23).

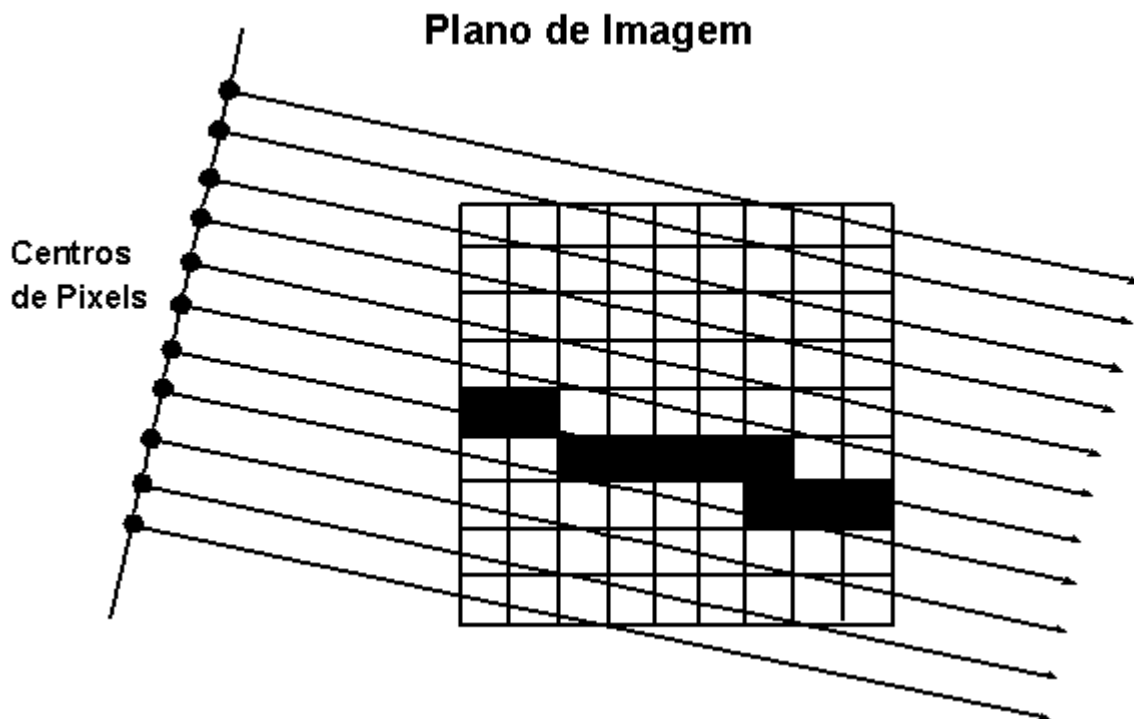


Figura 22 - Um conjunto de raios em um algoritmo de ray casting (observar o *aliasing*).

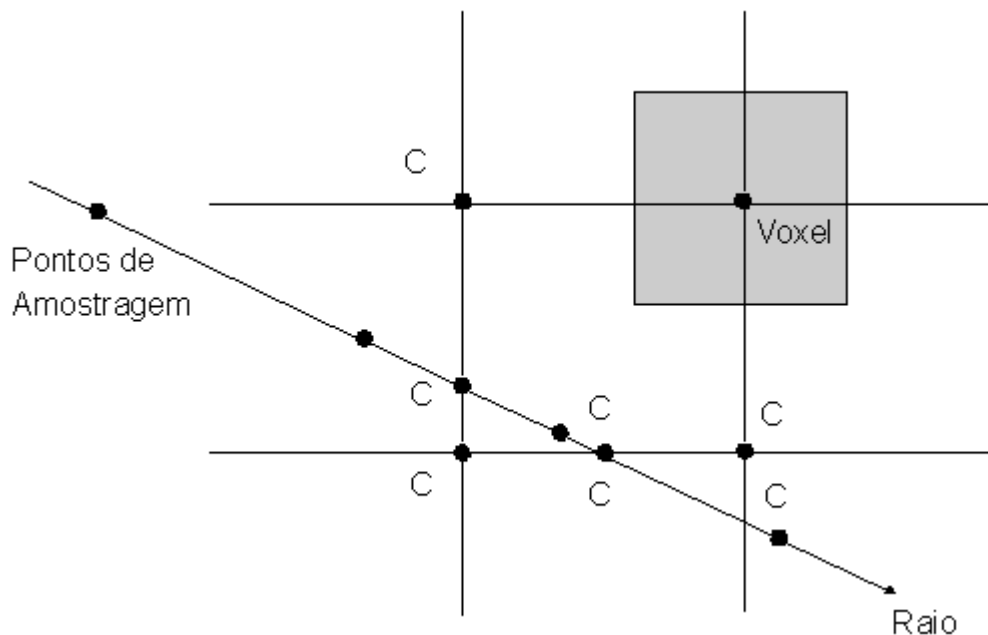


Figura 23 - Exemplo de interpolação bi-linear.

Arremesso de raios (“Ray casting”) sobre dados transformados

Neste caso os dados são transformados para a orientação desejada. A geometria do “ray casting” é trivial pois a composição se faz ao longo das linhas ou colunas dos dados transformados. A transformação de dados corresponde, no caso geral, a uma rotação em torno de cada um dos três eixos do referencial. Cada rotação pode

ser feita de diversas maneiras. A maneira espontânea consiste em fazer cada rotação em um só passo. Todavia observa-se que pode-se aumentar a eficiência, facilitar a implementação por “hardware” e facilitar o “antialiasing” caso a transformação seja feita em dois passos. A decomposição em dois passos é feita inicialmente operando apenas sobre as linhas da imagem obtendo uma imagem intermediária na qual a coordenada y é a mesma da imagem final. A seguir opera-se exclusivamente nas colunas para obter a imagem final. O resultado assim obtido é muito conveniente exceto quando aparece o “problema do gargalo” caracterizado pela perda de informação no primeiro passo. Caso a transformação se constitua de uma rotação de 90° no primeiro passo cada linha da imagem original será projetada em um só pixel da imagem intermediária que será constituída de uma diagonal de pixels. Em consequência o passo seguinte será prejudicado. Este problema pode ser contornado de duas maneiras. A primeira delas substitui uma rotação de 90° por uma transposição de linhas e colunas. Resta tratar de rotações de ângulos próximos de 90° . Para ângulos superiores a 85° faz-se uma transposição de linhas e colunas seguida de uma rotação (negativa) de ângulo complementar ao ângulo da transformação. Assim fazendo existe um caminho para escolher a maneira mais adequada de tratar a transformação em dois passos, com algumas variantes.

Uma terceira opção caracteriza-se por fazer a transformação em três passos cada um dos quais constituído por um “pure shear”. Uma mudança no ponto de vista é como uma seqüência de decomposições por deformação transversal pura (deformações transversais simples transformam as seções retas em losangos com a mesma altura dos retângulos originais, com mudança de área da seção reta enquanto deformações transversais puras mantêm a área da seção reta, com diminuição de altura), sendo três delas para cada eixo. A importância do método de usar unicamente deformação transversal pura repousa no fato de poder ser implementada em hardware específico. Todos os voxels sofrem uma mesma deformação transversal. (ver figura 24)

A diferença fundamental entre as duas modalidades de “ray casting” consiste na reamostragem. Com dados transformados a reamostragem deve ser feita durante cada deformação o processo de reamostragem precede a composição. A reamostragem durante uma deformação requer apenas uma interpolação linear. Pode-se aumentar a eficiência do processo ignorando-se os espaços vazios nos volumes de dados. Para tanto é útil que se tenha um procedimento de desconsideração de voxels não usados. Pode-se usar métodos baseados em volume limitante e a travessia do conjunto de dados inicia na superfície do volume limitante.

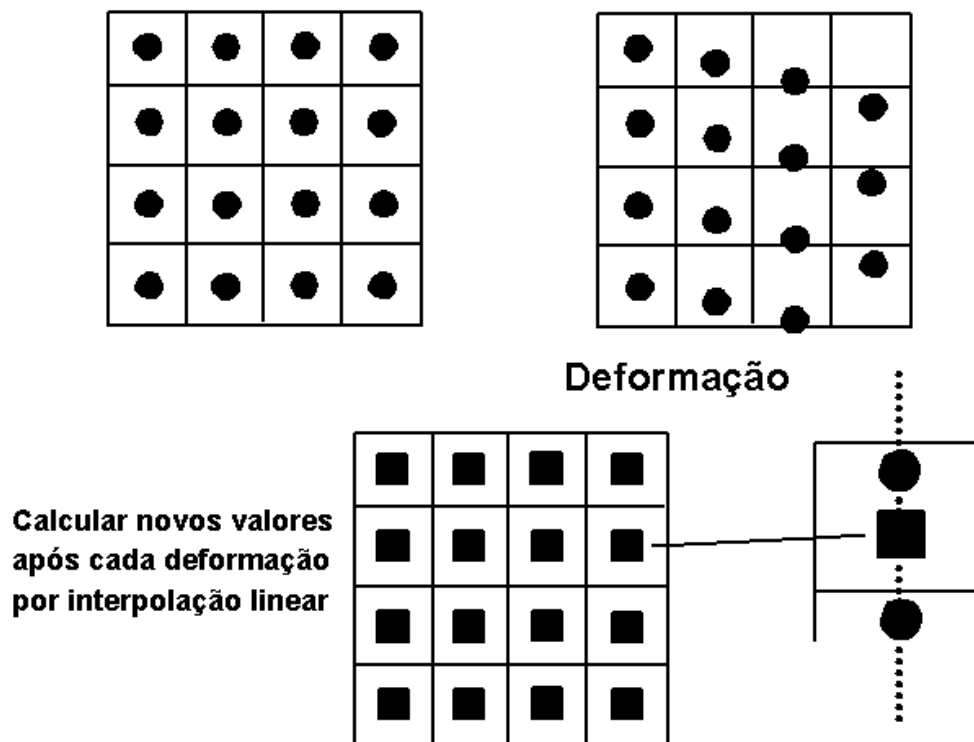


Figura 24 - Shear com reamostragem durante cada shear

Método da projeção de voxel

Esta variação de renderização de volume envolve a travessia do conjunto de dados projetando cada voxel no plano da imagem. Quando se move um plano através dos dados o “frame buffer” (eixo dos x, normal à superfície de projeção) é usado como um acumulador e todos os pixels são atualizados simultaneamente até que todos os dados tenham sido visitados e os pixels tenham atingido seus valores finais. Quando o plano se move detrás para a frente só é necessário acumular a cor, enquanto se o movimento for da frente para trás é preciso acumular a cor e a transparência. Pois no primeiro sentido a nova cor irá substituir as anteriores na visualização, enquanto que no segundo caso não. Essa mesma idéia é usada nos métodos de renderização conhecidos como algoritmo do pintor e ray-tracing. A projeção do voxel pode ser paralelizada facilmente. Em cada voxel só se necessita de conhecimento a respeito de pequena vizinhança. Enquanto isso o lançamento de raios sobre dados não transformados exige a varredura de todo o conjunto de dados quando se lança um simples raio.

O algoritmo mais conhecido de projeção de voxel é o de Westover [3], conhecido como “splatting” ou esparramando ou esborrachando. O termo “splatting” descreve o efeito que um pixel produz no plano da imagem. Ocorre que, em muitos casos, como é o caso de CT, um voxel projeta-se em muitos pixels. No caso de projeção paralela, para uma vista particular (figura 25), todos os voxels produzem a mesma projeção no plano da imagem (isso é chamado de “pegada” - figura 26).

Projeções em perspectiva na renderização de volumes

A perspectiva, ou perspectiva cônica, tem uso limitado em imagens médicas pois os dados de volume geralmente possuem espessuras de poucos centímetros e apresentariam apenas pequenas diferenças, nessa distância, em relação à perspectiva paralela ou projeção paralela. Na maioria das vezes é mais importante algum detalhe da estrutura (fratura ou tumor, por exemplo) do que a forma como um todo. Contudo, algumas aplicações no planejamento de terapia usando radiação (rádio - terapia muito usada em tratamento de tumores e cânceres), tais como beam's eye view, são beneficiadas por projeção em perspectiva. Um problema que surge é a densidade de raios a escolher pois caso o plano mais próximo da fonte seja amostrado com um raio por voxel, a divergência dos raios do feixe fará com que nos voxels mais afastados não mais exista um raio disponível para cada voxel, o que acarretará a perda de detalhes. (Lembrar que na perspectiva diferentemente da projeção paralela os raios vão se distanciando a medida que se afastam do ponto inicial)

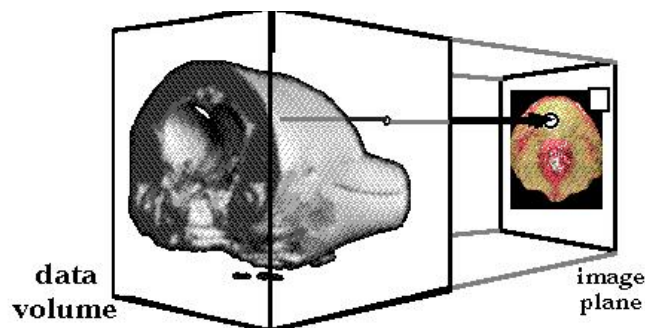


Figura 25 - Projeção de voxels.

Quando se faz uma reamostragem sempre pode surgir problema de aliasing. Caso sejam considerados os quatro raios que unem o centro de projeção aos quatro vértices de um pixel, a geometria do volume no centro de vizinhança sobre o qual precisa-se filtrar deixa de ser um cubo para se tornar uma pirâmide truncada. A maneira mais fácil de implementar a projeção cônica é aumentar a projeção do voxel ou usar o algoritmo de “pegada” (figura 27).

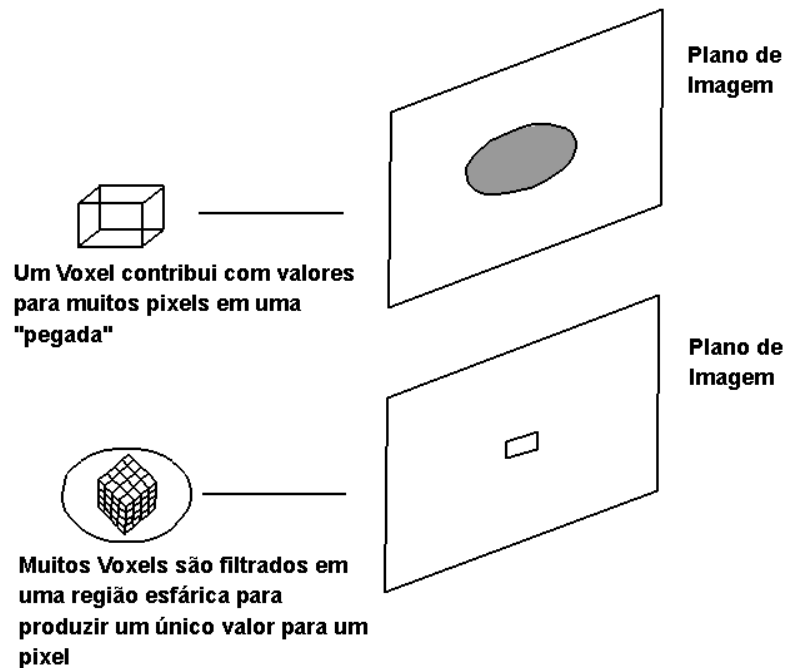


Figura 26 - Esquemas de filtragem na reamostragem de um volume.

6. EXEMPLOS

A figura 28 ilustra o resultado do uso das técnicas de processamento de imagens, reconstrução e renderização de volume aqui mencionadas para obtenção de medidas (imagem mais à esquerda), reconstrução tridimensional (imagem central) e segmentação tridimensional da massa cinzenta para visualização de um aneurisma (imagem à direita). O foco central da visualização gráfica é a representação das estruturas em 3D de forma que possa ser facilmente interpretada pelo médico. Uma representação ótima se concentra no uso do método de rendering mais adequado para a representação dos aspectos funcionais.

A figura 29 ilustra o uso da cor como fator de auxílio à visualização de um crânio. Na imagem mais à direita desta figura um modelo explícito de computação gráfica permite através de cortes e segmentação por cor a retirada e transparência de partes de tecidos e ossos para enfatizar elementos importantes.

7. CONCLUSÕES

Neste trabalho apresentamos a revisão de um grupo de técnicas de computação gráfica que são utilizadas na reconstrução de imagens médicas. Embora o enfoque principal seja direcionado às imagens de tomografia computadorizadas, técnicas semelhantes se aplicam a todas as demais formas de reconstrução de imagens médicas tridimensionais não-invasivas como ultra-som, ressonância magnética e tomografias por emissão de pósitrons (PET).

As estruturas de computação de gráfica e processamento de imagens são uma ajuda potencial ao processamento de imagens médicas. Também fornecem uma maneira de assegurar aos oncologistas o correto direcionamento dos equipamentos e uma forma de fazer com que as estruturas críticas não sejam atingidas por um feixe de tratamento oblíquo. Os feixes de tratamento são produzidos por fontes radioativas e orientados para atingir o local do câncer. Os objetos de computação gráfica como (esferas para o globo ocular e cilindros generalizados para a coluna vertebral) podem ser usados como volumes limites envolvendo totalmente as estruturas críticas. Estes volumes limites são produzidos por segmentação de imagens.

Operações de processamento de imagens são realizadas sobre os dados originais no plano de dados bidimensional e "exportadas" para o conjunto de dados tridimensionais supondo a existência de estruturas bidimensionais nos planos adjacentes. Por exemplo a esfera do globo ocular é derivada do ajustamento de um círculo de raio variável a dados bidimensionais usando conhecimento prévio de que os círculos gerariam a

esfera. A utilização dos processos digitais permite ainda o estudo dos fenômenos não só estaticamente, como sua evolução no tempo (figura30), permitindo por exemplo armazenar frames para animação.

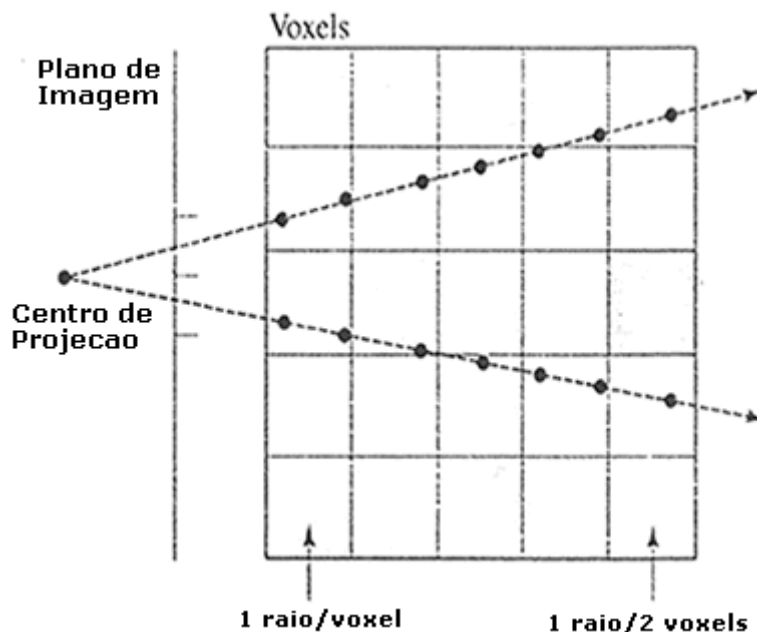


Figura 27 - Densidade de raios e projeção cônica (em perspectiva) provocando diminuição da taxa de amostragem.

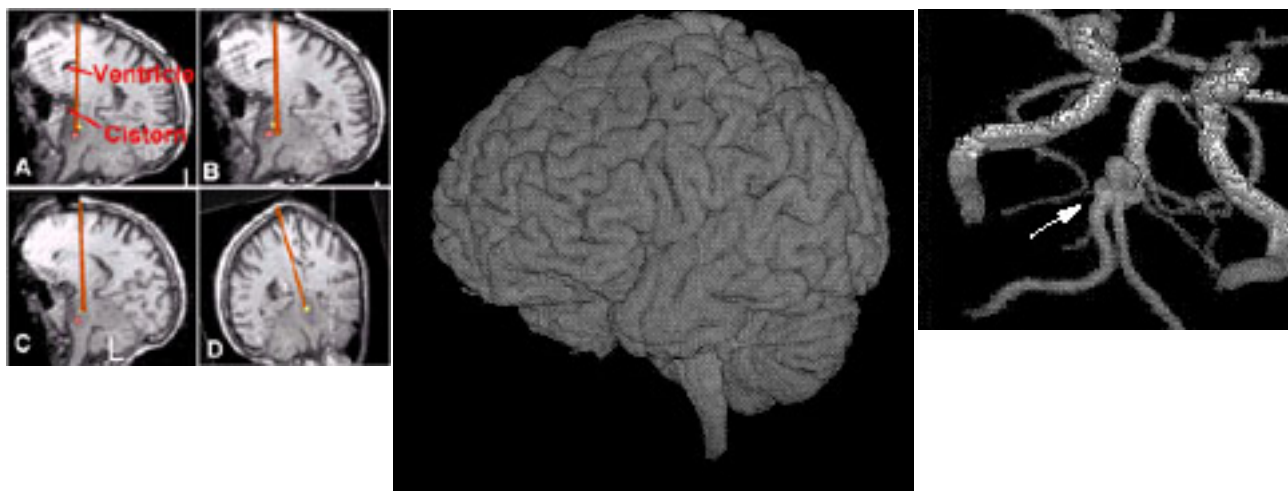


Figura 28 - Imagens reconstruídas auxiliando na medição (à esquerda), identificação de elementos (central) e na segmentação tridimensional de um aneurisma intracerebral (indicado pela seta na imagem da direita).

Sistemas de visualização para propósitos médicos gerais como o 3D Slicer desenvolvido pelo projeto Visible Man (<http://visual.ic.uff.br/biomedical.html>) se encontram disponíveis a comunidade médica interessada. Esses sistemas usam as técnicas aqui revisadas para permitir a edição de dados complexos de tomografia. Suportando padrões abertos para a descrição de dados médicos como o MRML, que usa uma extensão da XML (extensible markup language) (XML) e o DICOM (standard medical image format). O modelo de endoscopia virtual, deste projeto, permite por exemplo passear pelo interior do corpo humano, sendo uma ferramenta real auxiliar no planejamento de cirurgias e diagnósticos.

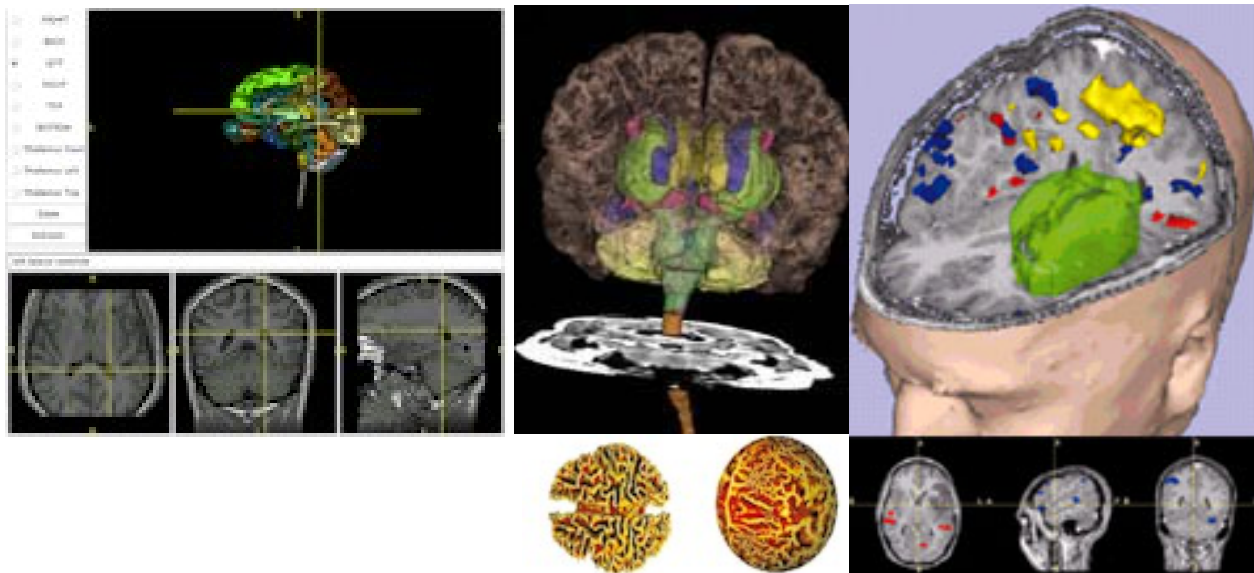


Figura 29 - Imagens reconstruídas usando cores em imagens 2D e 3D, para auxiliar na identificação de elementos. Como nos diversos sistemas de CAD, áreas podem ser tornadas transparentes, eliminadas ou enfatizadas permitindo a análise de elementos relevantes.

8. AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de tornar publico nossos sinceros agradecimentos a, Fábio Policarpo, pela disponibilização das diversas imagens e textos de seu livro [1]. Não poderíamos também deixar de mencionar e agradecer aqui ao médico cardiologista e clínico geral Nilson Conci e ao Prof. Dr. Antônio Monteiro (Prof. Titular da Escola de Medicina/UFF) pelos esclarecimentos na área de imaginologia (antiga radiologia).

9. REFERÊNCIAS

- [1] Alan H. Watt, Fabio Policarpo , The Computer Image, Addison-Wesley Pub Co (Net); 1998.
- [2] Jae S. Lim , Two-Dimensional Signal and Image Processing, Prentice-Hall, 1990. Biblioteca do CTC , indicado para o curso: Cap 1 (1.1 4) ; Cap 7, 8, 9 e 10
- [3] Westover, L. A. , Interactive Volume Rendering in proceedings of Volume visualization Workshop (Chapel Hill, NC, May 18,19), Dep.of Computer Science, University of North Carolina, Chapel Hill, NC, 1989, pp. 9,16
- [4] Lorensen, W.E. and Cline, H.E., "Marching Cubes: a high resolution 3D surface reconstruction algorithm," Computer Graphics, Vol. 21, No. 4, pp 163,169 (Proc. of SIGGRAPH), 1987.
- [5] Image projections and the Radon Transform <http://www.owlnwt.rice.edu/~elec431/projects/DSP/bpanalysis.html>
- [6] Radon, J., Ber Die Bestimmung Von Funktionen Durch Ihre Integralwerte Lngs Gewisser Mannigfaltigkeiten. *Berichte Schsische Akademie der Wissenschaften*, 69:262,267, 1917.
- [7] Ambrose, J. Hounsfield, G. Computed Transverse Axial Tomography Br J. Radiol 1973 46 148,9
- [8] Schöb L, Hunziker P, Bosch H, Füllhaas U, Hess N, Pfisterer M, Buser P. Automatic border detection' zur Quantifizierung der Wandmotilität in der Stressechokardiographie. Swiss Society of Cardiology 10th congress, Basel, March 25,27, 1999.
- [9] Kardiovaskuläre Medizin 1999; 2: Supl 1, 19S

- [10] Bronstein, A. e Bronstein, M , Applications of the non-uniform FFT in acoustic diffraction tomography <http://visl.technion.ac.il/projects/2002w27/>
- [11] Liley, David T. J. , The radon transform <http://marr.bsee.swin.edu.au/~dtl>
- [12] Fourier Filtering and Reconstruction <http://www.clecon.co.uk/science/autosignal/help/>
- [13] Reconstruction from Fourier components and constructing filters in the frequency domain <http://www.csse.uwa.edu.au/~dunna02/vision>
- [14] Tomography <http://people.cornell.edu/pages/mrd6/algorithm.html>
- [15] James Sharmann ,The marching cubes algorithm <http://www.exaflop.org/docs/marchcubes/ind.html>
- [16] Overview of the marching cubes algorithm Mathew Ward <http://www.whisqu.se/per/docs/math29.htm>
- [17] Marching cubes <http://www.siggraph.org/education/materials/HyperVis/vistech/volume/surface4.htm>
- [18] Marching cubes <http://www.cfxweb.net/modules.php?name=News&file=article&sid=162>
- [19] Gradients, Normals, Level Curves <http://www.math.usu.edu/~powell/math320/node6.html>
- [20] The gradient vector and level curves <http://www.ma.iup.edu/projects/CalcDEMma/vecdcalc/vecdiffcalc21.html>
- [21] Level curves and Contour plots http://www.ma.iup.edu/Course_materials/MA102397/lab4/node5.html
- [22] Multivariable calculus, level curves and surfaces http://www.mathreference.com/ca,mv_level.html
- [23] Scalar Valued functions <http://web.mit.edu/wwmath/vectorc/scalar/intro.html>
- [24] Gradients <http://web.mit.edu/wwmath/vectorc/scalar/grad.html>
- [25] Curvas de nível <http://www.utad.pt/bcb/topografia/ficha11.html>
- [26] Rendering http://www.uiah.fi/~spo/glos_render.html
- [27] Data classification and Volume Visualization <http://www.siggraph.org/education/materials/HyperVis/vistech/volume/dvr2.htm>
- [28] Visualizing strain http://www.geology.sdsu.edu/visualstructure/vss/htm_hlp/simpl_s.htm e http://www.geology.sdsu.edu/visualstructure/vss/htm_hlp/puers.htm
- [29] Iso,Surfaces http://www.ems.i.com/gmshelp/Data_Sets/Iso,Surfaces.htm
- [30] Data Standards <http://smohith.tripod.com/proj/vhp/thesis/node25.html>
- [31] Anatomical Images <http://smohith.tripod.com/proj/vhp/thesis/node27.html>
- [32] Computed Tomography <http://www.oit.edu/d/mit/caldweld/rdsc103/LectVI.htm>
- [33] Ray casting <http://smotith.tripod.com/proj/vhp/thesis/node92.html>.
- [34] Sennst, D.A. Visualisierung anatomischer Modelle und Integration der zugrunde liegenden räumlichen - Bildfolgen. Master's Thesis, Heidelberg University, Germany, 2001.
- [35] Gering et al. "An Integrated Visualization System for Surgical Planning and Guidance Using Image Fusion and an Open MR". Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol 13, pp. 967-975, June, 2001.
- [36] Nabavi et al."Neurosurgical Procedures in a 0.5 Tesla", Open-configuration Intraoperative MRI: Planning, Visualization and Navigation. Automedica, 2001, 00:1-35. SPL
- [37] Nain et al. An Interactive Virtual Endoscopy Tool, Satellite Workshop at the Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'2001), Oct 14-17, 2001. Utrecht, The Netherlands.

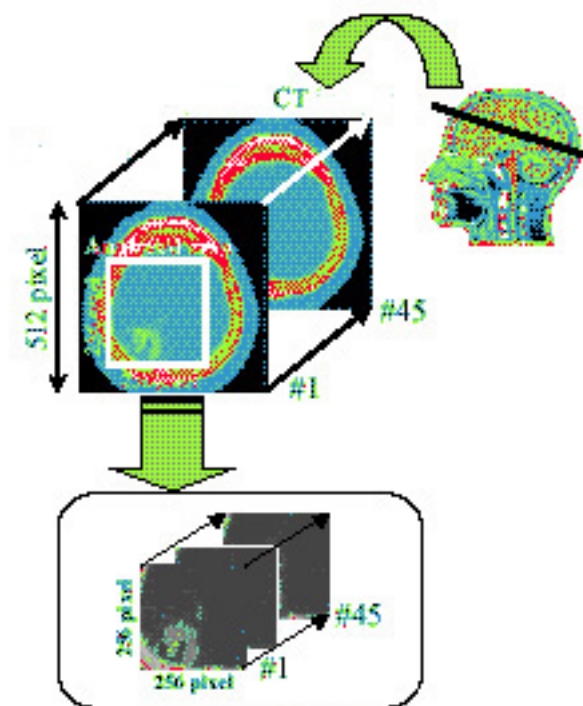


Figura 30 - Composição dinâmica das imagens reconstruídas, onde além dos quadros estáticos os dados podem ser avaliados no eixo temporal.