

Visualização 3D em Planejamento de Radioterapia Usando Rendering de Volumes por Ray Casting

KLAUS DE GEUS

Universidade Federal do Paraná
Departamento de Informática
Centro Politécnico
Caixa Postal 19081
81531-970 Curitiba PR
klaus@inf.ufpr.br

Abstract. This article addresses the field of three-dimensional visualization applied to medicine, describing in some detail the implementation of a volume renderer using *ray casting*, which is the platform used for the investigation of three-dimensional visualization techniques in the field of radiotherapy planning.

1 Introdução

Visualização através de computação gráfica é hoje um importante campo dentro da ciência. O objetivo deste novo campo, chamado *Visualização em Computação Científica* é o de organizar em termos visuais a informação de tal maneira que a compreensão dos dados por parte do observador seja maximizada.

Medicina é um dos campos onde a visualização vem desenvolvendo ferramentas importantes, proporcionando um meio de se obter vistas tridimensionais a partir de dados volumétricos que permitam:

- Aumentar o grau de compreensão dos dados em relação à maneira tradicional, a qual consiste em examinar cada fatia de dados do volume separadamente.
- Poupar o observador da tarefa de fazer inferências mentais que lhe permitam obter uma noção razoável de relações tridimensionais entre várias estruturas.

No planejamento cirúrgico para próteses ortopédicas, especificações precisas podem ser obtidas através do uso de técnicas de visualização, permitindo que as peças substitutas sejam fabricadas antes que o procedimento cirúrgico ocorra, minimizando rejeição pós-operativa.

No campo da medicina diagnóstica, imagens naturais e precisas podem ser geradas com o objetivo de facilitar a compreensão de relações espaciais complexas entre estruturas anatômicas por parte do diagnosticador.

O objetivo do tratamento radiológico, por sua vez, é o de destruir tumores malignos, ou pelo menos controlar seu crescimento, sem com isso danificar as estruturas sadias adjacentes.

Este artigo apresenta investigações desenvolvidas no contexto de imagens médicas e em particular na área de planejamento de radioterapia. A modalidade de imagem mais usada em planejamento de radioterapia é tomografia computadorizada (CT), e portanto, este trabalho trata apenas desse tipo de imagem médica. Outra modalidade de imagem muito usada em medicina é Ressonância Magnética (MRI), que apresenta bom contraste entre diferentes tipos de tecidos.

A seguir, serão introduzidos alguns métodos usados na representação de imagens médicas. Posteriormente, detalhes mais específicos do método de rendering de volumes por ray casting serão apresentados, e finalmente, técnicas de visualização desenvolvidas para aplicação na área de planejamento de radioterapia serão descritas.

1.1 Imagens Médicas 3D

Existem 2 tipos principais de métodos usados na geração de imagens 3D a partir de dados médicos:

- Métodos de modelagem de superfícies geométricas
- Métodos de rendering de volumes

Nos métodos de modelagem de superfícies geométricas, primitivas geométricas, como polígonos, são criadas para representar superfícies. Voxels¹ vizinhos são analisados para se determinar se existe uma superfície no local.

A localização da superfície é então determinada através da interpolação entre os voxels, produzindo

¹ Voxel: Volume Element

um polígono que representa a superfície naquela localização. A malha de polígonos produzida é então armazenada para posterior geração de imagem [Lorenson & Cline (1987)].

Nos métodos de rendering de volumes, o volume de dados é representado sem necessidade da geração de primitivas geométricas. Transparência pode ser usada para representar todo o volume de uma só vez [Drebin, Carpenter & Hanrahan (1988)]. Com isso, estruturas distintas podem ser mostradas simultaneamente.

O cálculo de sombreamento é feito examinando-se os gradientes de densidade ao longo dos eixos x , y e z . Quanto maior o gradiente, maior a proporção de superfície presente num voxel específico. Os gradientes de densidade são usados especificamente no cálculo do vetor normal à superfície em cada amostra no volume de dados.

1.2 Métodos de Rendering de Volumes

Existem 2 métodos de rendering de volumes, conforme a maneira em que a projeção do volume de dados no plano de imagem é feita:

- Projeção cell-by-cell
- Ray casting

Na projeção cell-by-cell (*forward mapping algorithm*), os dados são mapeados diretamente sobre o plano de imagem, adicionando suas contribuições à imagem acumulada [Drebin, Carpenter & Hanrahan (1988)] [Upson & Keeler (1988)] [Westover (1989)].

Na projeção por ray casting (*backward mapping algorithm*), o plano de imagem é mapeado no conjunto de dados, isto é, raios são emitidos de cada pixel² ao volume de dados para determinar quais os voxels que afetam o valor do pixel [Upson & Keeler (1988)] [Levoy (1988)] [Sabella (1988)].

O método usado no desenvolvimento da plataforma para investigações na área de planejamento de radioterapia, descrito neste artigo, foi o de rendering de volumes por ray casting.

2 Implementação do Método de Rendering de Volumes por Ray Casting

O processo de rendering de volumes pode ser subdividido em 4 passos [Drebin, Carpenter & Hanrahan (1988)]:

- Classificação
- Detecção de superfícies

²Pixel: picture element

- Modelo de iluminação
- Projeção

Como descrito anteriormente, o quarto passo pode ser implementado usando uma das técnicas mencionadas. Neste trabalho, de acordo com a implementação feita, será descrito o método de projeção por ray casting.

2.1 Classificação

O processo de classificação de valores CT em materiais distintos é de natureza probabilística, e assume que não mais de 2 materiais tenham valores sobrepostos. No caso de tomografia computadorizada, os voxels são classificados em 4 tipos de materiais, de acordo com seus valores de absorção de raio-X: Ar, gordura, tecido e osso. Por conseguinte, cada voxel pode ser classificado como representando uma das seguintes configurações:

- ar
- mistura entre ar e gordura
- gordura
- mistura entre gordura e tecido
- tecido
- mistura entre tecido e osso
- osso

Em outras palavras, o processo de classificação estima a probabilidade de um material estar presente homogeneamente num voxel, isto é, estima a quantidade daquele material no voxel. O diagrama da Figura 1 representa a função usada no processo de classificação [Drebin, Carpenter & Hanrahan (1988)].

2.2 Detecção de Superfícies

O processo de detecção de superfícies é baseado no valor de densidade atribuído a cada material. Quando dois materiais de diferentes densidades se encontram, uma superfície ocorre. Se o mesmo valor de densidade for atribuído a dois materiais distintos, não aparecerá superfície quando os dois materiais se encontrarem. Isso dá bastante flexibilidade ao programa de geração de imagem, uma vez que se pode controlar que materiais devem ser visíveis através da manipulação dos parâmetros de densidade [Drebin, Carpenter & Hanrahan (1988)].

O vetor normal é calculado a partir do gradiente de densidade entre voxels adjacentes:

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

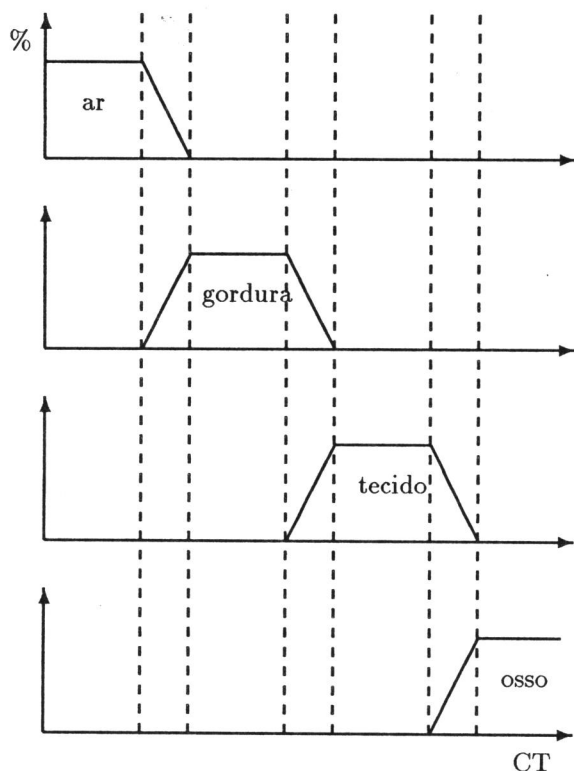


Figura 1: Função de classificação de valores CT.

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

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

O vetor é então normalizado, resultando num vetor de comprimento unitário, para que possa ser usado no processo de sombreamento.

Há também outros algoritmos para a detecção de superfícies que diferem principalmente na classificação usada para atribuir cores aos diferentes materiais e no método de sombreamento empregado para melhorar a percepção visual. As técnicas de sombreamento exercem um efeito considerável na velocidade do processo. Detalhes sobre essas técnicas alternativas, bem como comparações entre seus desempenhos, podem ser encontrados em [Tiede *et al* (1990)] e em [Pommert *et al* (1990)].

2.3 Modelo de Iluminação

No processo de iluminação, sombreamento é calculado quando cada amostra é processada, levando em consideração:

- A atenuação do raio devido à parte do volume que ele já atravessou

- A luz refletida na direção do olho a partir das fontes de luz

Atenuação de luz em seu caminho a partir da fonte de luz através do volume até o ponto de interesse não é incluída no cálculo por causa de sua complexidade e também porque causa desvantagens relacionadas com a visibilidade de regiões que estejam na sombra de outras estruturas mais densas.

Um raio parte de um pixel da tela e viaja através do volume, entrando num voxel com intensidade I e saindo do voxel com intensidade I' . O voxel então contribui para o valor do pixel correspondente ao raio, de acordo com os valores de opacidade e cor de ambos (voxel e raio).

A cor refletida da superfície é função dos seguintes parâmetros:

- Vetor normal à superfície
- Quantidade de superfície encontrada (variação de densidade de um material para o outro)
- Cor difusa da superfície
- Direção e cor da fonte de luz
- Posição do olho

O modelo de iluminação normalmente usado é o de Phong [Phong (1975)].

2.4 Projeção

Uma vez que a representação volumétrica dos dados deva ser vista de uma direção arbitrária, o sistema de coordenadas dos dados e o sistema de coordenadas de imagem podem ter orientações diferentes, e por conseguinte, amostras de imagem geralmente não coincidem com amostras de dados.

Para evitar que artefatos de *aliasing* apareçam na imagem final, o conjunto de dados representados por amostras discretas é reconstruído para produzir um sinal contínuo. O sinal é então transformado para o novo sistema de coordenadas e reamostrado para produzir amostras que possam ser processadas.

No método de projeção cell-by-cell, a reconstrução do volume é necessária no final, quando uma amostra é adicionada à imagem final. No método de projeção por *ray casting*, as amostras raramente caem exatamente no caminho de um raio, e portanto a reconstrução tem que ser feita antes. Em *ray casting*, interpolação trilinear, ilustrada na Figura 2, é normalmente usada para gerar uma aproximação contínua dos dados volumétricos [Levoy (1988)].

Quando uma amostra é processada, é-lhe atribuído um valor $RGB\alpha$ (vermelho, verde, azul, opacidade) na fase de cálculo de sombreamento. Como

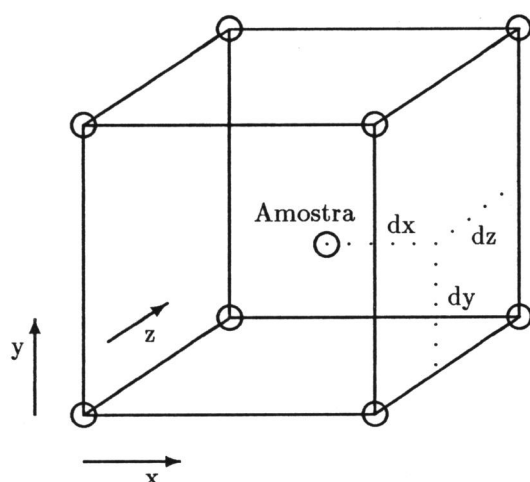


Figura 2: Interpolação trilinear.

transparência é usada, torna-se necessário mesclar³ as amostras que contribuem para o valor do mesmo pixel, de acordo com seus valores de cor e transparência. Esse tipo de operação é descrito em detalhe em [Porter & Duff (1984)].

Se a projeção for feita da parte dianteira do volume para a parte traseira (*FTB* — front to back), e se a cor do voxel for C , então $I' = C \text{ UNDER } I$. Na prática, é melhor premultiplicar os valores *RGB* pelo valor da opacidade, e usar os valores resultantes nos cálculos [Porter & Duff (1984)].

2.5 Resultados Obtidos no Processo de Rendering

A Figura 4 mostra a imagem gerada a partir de dados de CT de resolução 512 por 512, com 41 fatias, de um paciente vivo em tratamento de tumor cerebral. O espaçamento entre fatias é de 5mm. A imagem mostra apenas as estruturas ósseas.

A Figura 5 mostra a imagem gerada a partir dos mesmos dados de CT, onde estruturas ósseas foram feitas completamente opacas, e tecido e gordura semi-transparentes. Parte da máquina onde foi feita a aquisição dos dados pode ser vista atrás da cabeça do paciente.

3 Planejamento de Radioterapia

O objetivo da radioterapia é expor o tumor que deve ser tratado a uma quantidade adequada de radiação para que seja destruído ou para que seu crescimento seja controlado. Além disso, a quantidade de ra-

³O verbo original em inglês é “to composite”, que dá a idéia de “tornar composto”

dição em órgãos adjacentes sadios deve ser mantida em um nível mínimo.

Cada feixe de radiação emitido em direção ao tumor penetra pelo corpo atingindo partes sadias, até encontrar o tumor, e depois passa a atingir novamente partes sadias em seu caminho de saída.

Com o objetivo de reduzir a radiação nessas partes sadias do corpo, múltiplos feixes são frequentemente usados, fazendo com que a radiação se concentre na região de interseção dos feixes onde o tumor está.

Os passos gerais envolvidos no planejamento de radioterapia são os seguintes:

- Definir a região-alvo (que inclui o tumor).
- Enfatizar estruturas críticas, que não toleram níveis altos de radiação, para que sejam reconhecidas facilmente.
- Projetar os feixes de radiação, envolvendo, por sua vez, a determinação dos seguintes parâmetros:
 - Localização da fonte de radiação
 - Direcionamento (normalmente, ao centro do tumor)
 - Abertura (tamanho, formato)
 - Intensidade de radiação
- Cálculo das distribuições de dose, isto é, estimativa do nível de radiação no volume-alvo, em suas adjacências, nas estruturas críticas e em outros órgãos sadios.
- Avaliação do planejamento, considerando principalmente o nível de dosagem em cada estrutura relevante.

O processo de definição do volume-alvo é complexo, pois requer o conhecimento e a experiência do médico, o qual tem que analisar cada fatia separadamente, definindo o volume-alvo através de contornos em cada fatia.

O conceito de estilização de estruturas críticas, sua aplicação em dois tipos de estruturas importantes, e o projeto de feixes de radiação serão descritos nas seções seguintes em maior detalhe.

3.1 Estilização de Estruturas Críticas

De acordo com [Fuks *et al* (1991)], os dois maiores fatores de limitação em sistemas de planejamento de radioterapia 3D atuais são:

- O grau de esforço necessário para extrair objetos de interesse a partir de dados CT

- A falta de precisão associada à extração de estruturas de baixo contraste

O primeiro fator está estreitamente relacionado com a natureza dos dados adquiridos através de tomografia, ou seja, com a dificuldade de se extrair estruturas tridimensionais de um espaço pseudo-tridimensional constituído de uma sequência finita de fatias bidimensionais.

O segundo fator se relaciona com o fato de que estruturas críticas não têm contraste suficientemente alto com os tecidos circunvizinhos, tornando o processo muito complexo.

Alguns sistemas usam técnicas de contorno automático onde há contraste suficiente, e métodos manuais onde não há contraste suficiente [Mohan *et al* (1988)]. Detecção de bordas também é frequentemente usada [McShan & Fraass (1987)]. Um desses métodos usa *thresholding* interativo e adaptivo para fazer a detecção [Pizer *et al* (1986)].

Portanto, o procedimento usado para a extração de estruturas através de contornos pode ser resumido através dos seguintes passos:

- Cada fatia é analisada separadamente.
- O processo de geração de contorno pode ser manual (onde não há contraste suficiente) ou semi-automático (onde há contraste suficiente).
- Depois que o contorno é feito em todas as fatias, um processo de triangulação é feito para unir pontos e contornos em fatias adjacentes.
- Como resultado, pedaços (*patches*) de superfície são criados que juntos representem as superfícies do objeto de interesse.

Este artigo apresenta uma técnica alternativa para a visualização de estruturas de interesse. Ao invés de serem extraídas dos dados de tomografia, as estruturas são estilizadas, isto é, são representadas por sólidos geométricos tridimensionais que satisfaçam os seguintes pontos:

- O formato do sólido geométrico criado para estilizar uma determinada estrutura se relaciona estreitamente com o formato da própria estrutura.
- O processo tem que garantir que a estrutura seja totalmente englobada pela estilização criada. Isto é muito importante em planejamento de radioterapia porque uma estrutura crítica pode ser seriamente afetada se exposta a um nível muito alto de radiação.

No caso de tratamento de tumores na cabeça, as duas estruturas críticas mais importantes são a espinha e os globos oculares.

3.1.1 Estilização da Espinha

A estilização da espinha funciona da seguinte maneira [Geus (1993)b]: A região do canal espinhal é analisada em uma fatia de tomografia para, através de técnicas de processamento de imagens, definir um círculo ao redor da espinha nessa fatia específica. A seguir, levando-se em consideração propriedades de coerência deste tipo de estrutura, as outras fatias são processadas. Depois disso, os círculos são ligados formando um sólido que pode ser definido como uma série de troncos de cones oblíquos.

3.1.2 Estilização dos Globos Oculares

A parte mais sensível a radiação no globo ocular é a lente. Os globos oculares têm um formato aproximadamente esférico, e portanto, o melhor e mais simples sólido geométrico que pode ser definido para estilizar os globos oculares é a esfera [Geus (1993)a].

O procedimento pode ser resumido da seguinte maneira:

- Círculos que contêm a região ocular em algumas fatias são definidos através de um método baseado em *thresholding*.
- A partir desses círculos, uma esfera é definida para representar o globo ocular em questão.

As lentes são estruturas muito difíceis de se processar porque são muito pequenas. O formato de uma seção transversal de uma lente é aproximadamente elíptico, e com isso, é comum que as lentes só apareçam em uma fatia dos dados CT.

Uma maneira simples de estilizar as lentes consiste em definir uma esfera através de uma análise do interior do globo ocular. Como é muito difícil se saber a exata localização da lente, a esfera resultante terá um tamanho bem maior que a própria lente.

3.1.3 Resultados Obtidos no Processo de Estilização de Estruturas

As Figuras 6 e 7 mostram imagens onde podem ser vistas as estilizações da espinha e dos globos oculares. Na prática, os dois métodos parecem obter resultados eficientes.

3.2 Feixes de Radiação

O tratamento de tumores é feito através de radiação emitida por feixes. Com o objetivo de poupar regiões sadias que venham a estar no caminho de radiação até o tumor, mais de um feixe é usado, para que a radiação seja concentrada no volume-alvo.

É também necessário que o formato da abertura de cada feixe seja ajustado para compensar certos detalhes tais como irregularidades de superfície e formato do volume-alvo. Assim, regiões de alta dosagem ficam, tanto quanto possível, confinadas ao formato do volume-alvo.

O formato da abertura de um feixe é determinado através da sobreposição de blocos que obstruam a passagem de raios-X. Portanto, a abertura é representada por uma sequência de pontos constituindo um contorno fechado num plano perpendicular ao eixo central do feixe a uma distância conhecida da fonte de radiação.

Existem dois tipos de display muito úteis no processo de seleção dos feixes de radiação:

- Beam's-eye-view
- Physician's-eye-view

O display *beam's-eye-view*, desenvolvido pela equipe de Goitein [Goitein *et al* (1983)], consiste em projetar a imagem de tal maneira que o ponto-de-visão fique exatamente onde está a fonte de radiação e a direção de visão coincida com o eixo central do feixe de radiação em questão. Com esse tipo de display, torna-se muito fácil verificar se uma estrutura específica será ou não atingida pelo feixe. A geometria divergente do feixe é levada em consideração através da transformação da informação para as coordenadas divergentes usando perspectiva [Fraass & McShan (1987)]. A Figura 3 ilustra como é feita a seleção de um feixe de radiação. O ponto-de-visão está especificado na mesma posição da fonte de radiação, o que geraria um display do tipo *beam's-eye-view*.

O segundo tipo de display, chamado *Physician's-eye-view*, gera imagens que simulam o observador caminhando ao redor do paciente, podendo ver um feixe de radiação específico ou feixes múltiplos passando através do corpo.

Em sistemas de planejamento de radioterapia convencionais, o arranjo dos feixes é feito usando-se apenas um ou no máximo algumas seções transversais do paciente. Uma vez que a percepção da relação entre estruturas importantes é na maioria das vezes muito difícil, torna-se também muito difícil obter um plano ótimo. Torna-se ainda mais difícil quando o eixo central de um dos feixes de radiação não é paralelo a um dos planos principais do corpo. A situação piora ainda mais quando os eixos centrais de três ou mais feixes não formam um plano [Photon Treatment Planning Collaborative Working Group (1991)].

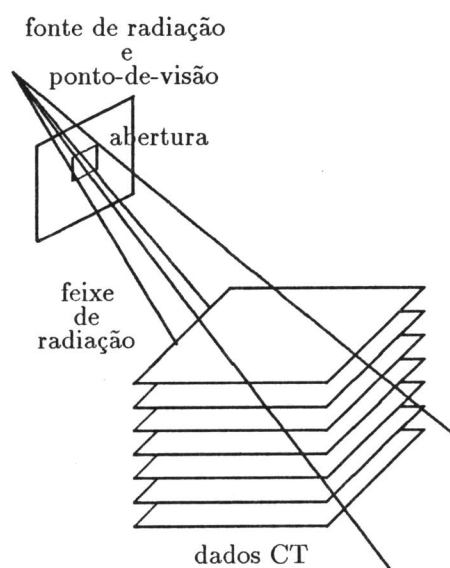


Figura 3: Processo de seleção de um feixe de radiação.

3.2.1 Resultados Obtidos no Processo de Seleção dos Feixes de Radiação

A imagem representada na Figura 6 mostra o crânio de forma semi-transparente, a espinha e os globos oculares estilizados, e três feixes de radiação, um deles partindo da parte posterior da cabeça do paciente, um da lateral esquerda, e o outro de um ponto aproximadamente frontal. As vértebras são mostradas de forma semi-transparente, depois de serem extraídas dos dados de CT através de uma técnica para extração de estruturas por *thresholding* [Geus (1993)c], com o objetivo de facilitar a visualização da espinha. Na verdade, esse é um display do tipo *beam's-eye-view* com o ponto-de-visão colocado exatamente na fonte de radiação do feixe frontal. A abertura desse feixe foi especificada de tal maneira que o feixe não atinja o olho direito do paciente. O tumor é representado com uma cor esverdeada, e pode ser visto entre as estilizações dos olhos do paciente. A parte inferior da estilização do olho esquerdo do paciente apresenta cor amarela porque essa região é atingida por um dos feixes de radiação (feixe posterior).

A imagem da Figura 7 é um display do tipo *physician's-eye-view*, isto é, o ponto-de-visão é definido arbitrariamente no espaço 3D. Ossos são representados de maneira opaca. As estilizações das estruturas críticas e os feixes de radiação são visíveis. Para melhorar a percepção da localização dos feixes de radiação, as interseções entre feixes e estruturas ósseas foram coloridas em ciano.

3.3 Distribuição de Dose

Dentre as modalidades de imagem usadas em medicina, apenas CT fornece o tipo de informação necessário para o cálculo de distribuição de dosagem. MRI fornece informação complementar a respeito do volume-alvo e de órgãos normais adjacentes.

A distribuição tridimensional de dose é calculada e mostrada em display depois que os feixes de radiação e suas formas tiverem sido definidos, com o objetivo de avaliar o plano de tratamento.

Existe uma grande variedade de métodos para o cálculo de distribuição de dose [Photon Treatment Planning Collaborative Working Group (1991)]. Sistemas de planejamento de radioterapia tridimensionais requerem uma maior precisão no processo de cálculo de dose em comparação com sistemas convencionais.

3.4 Avaliação de Planos de Tratamento

A técnica bidimensional tradicional para o display de dosagem usada em sistemas de planejamento de radioterapia consiste em desenhar linhas de isodose sobre uma imagem de tons de cinza. Métodos mais avançados incluem:

- Histograma de volume de dose
- Displays de superfície de isodose
- Distribuição de dose sobre a superfície de estruturas
- Superposição de distribuição de dose mostrada como linhas de isodose ou através de cor, onde a matiz representa a dosagem e a intensidade representa a densidade CT

4 Conclusões

As imagens geradas através do método ray casting serviram como uma boa plataforma para o desenvolvimento do sistema de planejamento de radioterapia.

A segunda parte introduziu a idéia de estilização de estruturas de interesse. As técnicas para estilização de estruturas também constituem uma boa plataforma para investigações futuras nesse campo. Em particular, uma melhor avaliação dessas técnicas em termos clínicos deve ser feita para que se determine na prática a real importância do conceito de estilização de estruturas no contexto de planejamento de radioterapia.

As imagens geradas a partir da representação de feixes de radiação parecem proporcionar ao observador uma importante ferramenta de visualização de planos de tratamento.

Como trabalho futuro, é prevista a investigação de técnicas que permitam uma visualização eficiente da distribuição de dosagem de radiação.

O artigo "State-of-the-Art of External Photon Beam Radiation Treatment Planning" [Photon Treatment Planning Collaborative Working Group (1991)] é uma referência excelente sobre o estado atual das técnicas de visualização 3D em planejamento de radioterapia.

5 Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pela *Capes* e pelo *CNPq* e supervisionado por Alan Watt.

6 Referências

- R A Drebin, L Carpenter and P Hanrahan, Volume rendering *Computer Graphics* 22 (1988) 65-74 (Proceedings of SIGGRAPH '88).
- B A Fraass and D L McShan, 3-D Treatment planning: I. Overview of a clinical planning system, *The Use of Computers in Radiation Therapy* (1987) 273-276.
- Z Fuks, S A Leibel, G J Kutcher, R Mohan and C C Ling, Three-dimensional conformal treatment: A new frontier in radiation therapy, *Important Advances in Oncology*, (1991) 151-172.
- K de Geus, Three-dimensional stylization of the eyeballs from computed tomography images, *submetido para publicação*, (1993)a.
- K de Geus, Three-dimensional stylization of the spinal cord from computed tomography images, *submetido para publicação*, (1993)b.
- K de Geus, Volume fill: Extensions of seed fill algorithms to three dimensions for the outline of structures of interest in the context of medical imaging, *submetido para publicação*, (1993)c.
- M Goitein, M Abrams, D Rowell, H Pollari and J Wiles, Multi-dimensional treatment planning: II. Beam's-eye-view, back projection, and projection through CT sections, *International Journal of Radiation Oncology Biology and Physics* 9 (1983) 789-797.
- M Levoy, Display of surfaces from volume data, *IEEE Computer Graphics and Applications* (1988) 29-37.
- W E Lorensen and H E Cline, Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm, *Computer Graphics* 21 (1987) 163-169 (Proceedings of SIGGRAPH '87).
- D L McShan and B A Fraass, 3-D treatment planning: II. Integration of gray scale images and solid surface graphics, *The Use of Computers in Radiation Therapy* (1987) 41-44.

- R Mohan *et al*, A comprehensive three-dimensional radiation treatment planning system, *International Journal of Radiation Oncology Biology and Physics*, **15** (1988) 481-495.
- B T Phong, Illumination for computer generated pictures, *Communications of the ACM*, **18** (1975) 311-317.
- Photon Treatment Planning Collaborative Working Group, State-of-the-art of external photon beam radiation treatment planning, *International Journal of Radiation Oncology Biology and Physics*, **21** (1991) 9-23.
- Photon Treatment Planning Collaborative Working Group, Three-dimensional dose calculations for radiation treatment planning, *International Journal of Radiation Oncology Biology and Physics*, **21** (1991) 25-36.
- S M Pizer *et al*, 3-D shaded graphics in radiotherapy and diagnostic imaging, *Proceedings of the 7th Annual Conference National Computer Graphics Association*, (1986) 107-113.
- A Pommert, U Tiede, G Wiebecke and K H Höhne, Surface shading in tomographic volume visualization: A comparative study, *IEEE* (1990) 19-26.
- T Porter and T Duff, Compositing digital images, *Computer Graphics* **18** (1984) 253-260 (Proceedings of SIGGRAPH '84).
- P Sabella, A rendering algorithm for visualizing 3D scalar fields, *Computer Graphics* **22** (1988) 51-58 (Proceedings of SIGGRAPH '88).
- U Tiede, K H Höhne, M Bomans, A Pommert, M Riemer and G Wiebecke, Investigation of medical 3D-rendering algorithms, *IEEE Computer Graphics and Applications* (1990) 41-53.
- C Upson and M Keeler V-buffer: Visible volume rendering, *Computer Graphics* **22** (1988) 59-64 (Proceedings of SIGGRAPH '88).
- L Westover, Interactive volume rendering, *Proc Chapel Hill Workshop on Volume Visualization* (1989) 9-16.

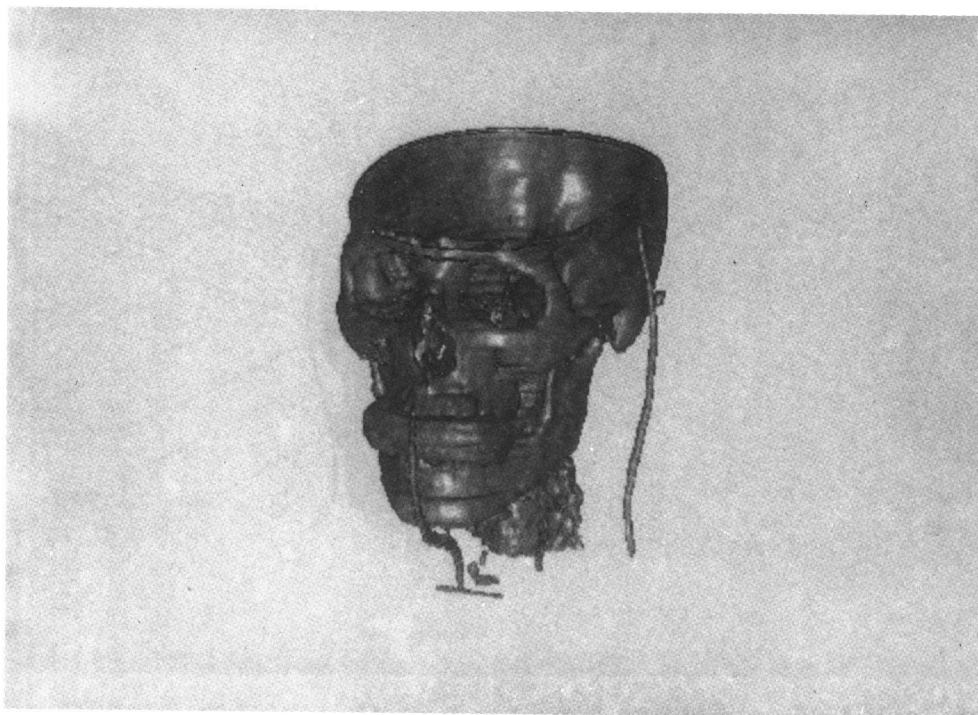


Figura 4: Imagem gerada a partir de dados CT mostrando apenas estruturas ósseas.

Figuras a cores no final, a partir da página 349

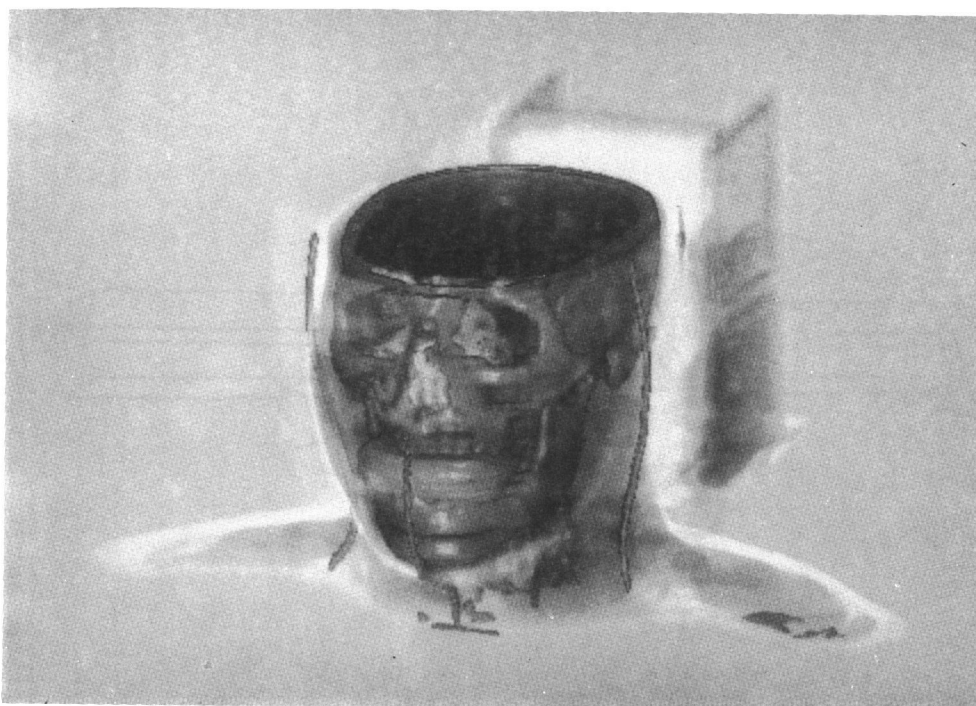


Figura 5: Imagem gerada a partir de dados CT mostrando estruturas ósseas de forma opaca e tecido e gordura de forma semi-transparente.

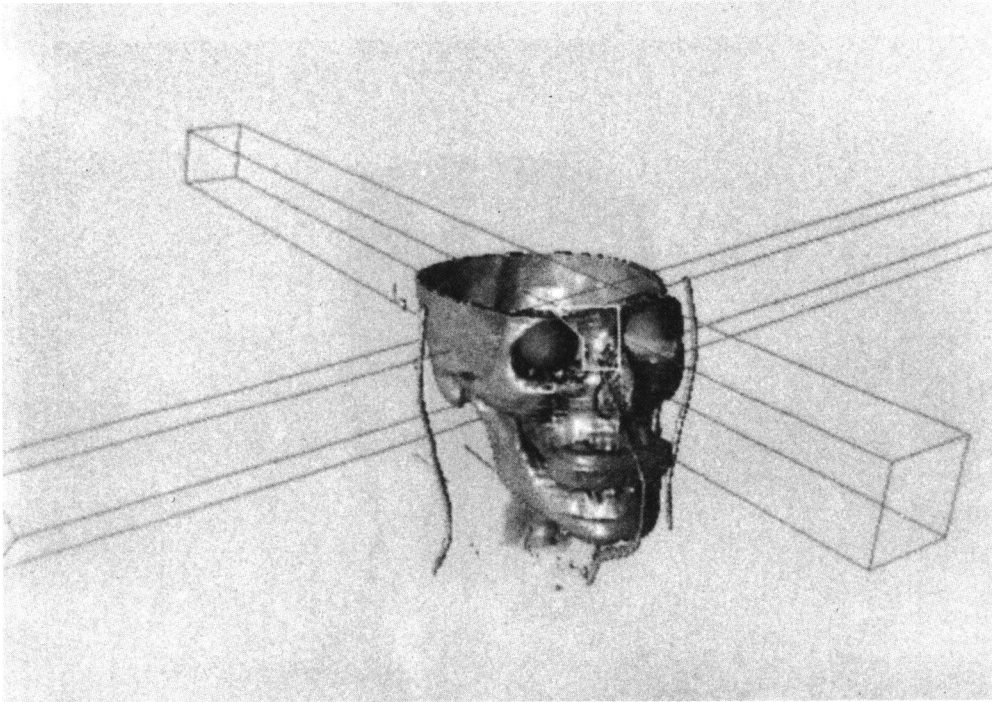


Figura 6: Imagem gerada através de rendering de volumes mostrando o crânio (semi-transparente), o tumor em verde, as estilizações da espinha e dos globos oculares e três feixes de radiação (beam's-eye-view).

Figuras a cores no final, a partir da página 349

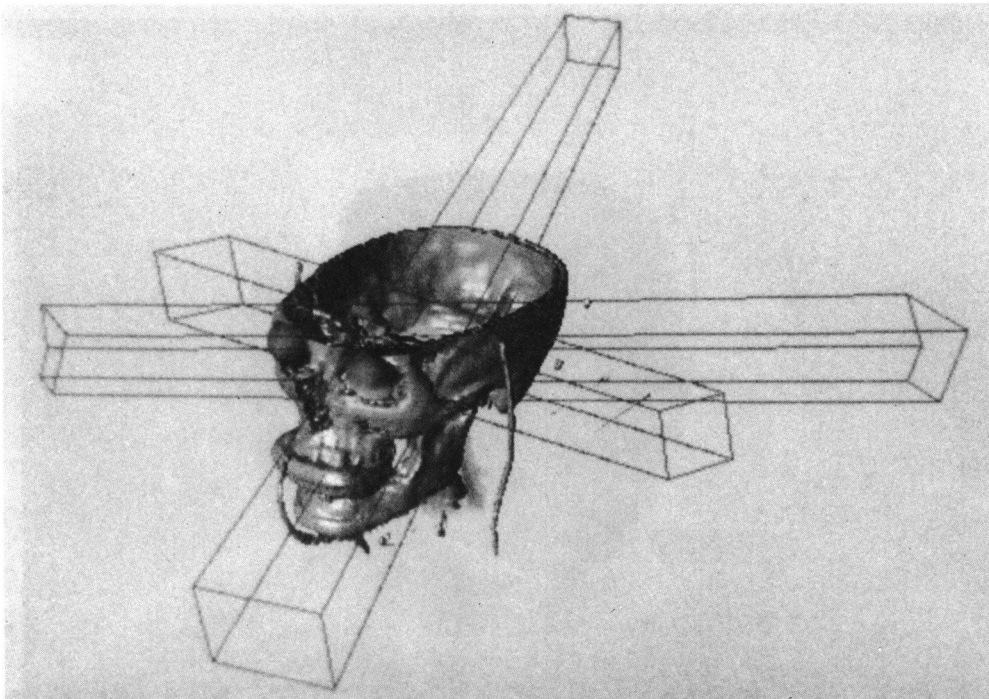


Figura 7: Imagem gerada através de rendering de volumes mostrando o crânio (opaco), o tumor em verde, as estilizações da espinha e dos globos oculares e três feixes de radiação (physician's-eye-view). As interseções entre feixes e estruturas ósseas são mostradas em ciano.