

Segmentação Através da Deformação Elástica de Dados Volumétricos: Aplicações na Medicina

THOMAS DE ARAUJO BUCK

Universidade Federal da Bahia
Instituto de Matemática
Departamento de Ciência da Computação
Av. Ademar de Barros s/n – Ondina
40170-110 Salvador, BA
thomas@ufba.br

Abstract. Medical imaging is quickly becoming daily routine in hospitals and clinics, especially due to the rapid development of the techniques in computer graphics. This equipment generates volume datasets of patients under investigation, which need to be processed in order to be presented to physicians. As the quantity of data in such volumes is high, algorithms are needed in order to extract meaningful medical information, so that physicians can interpret them. Patient structures to be segmented are outlined by local elastic deformation of corresponding objects from the anatomy model. This is performed in voxel space using a cost minimization procedure. The anatomic knowledge acquired in this manner is stored in a patient specific volume dataset and guides a raycaster with respect to the localization of object surfaces in order to control the result of the deformation process.

1 Introdução

Cada vez mais utiliza-se dados tomográficos como fonte de informação na medicina, onde destacam-se as aplicações em diagnóstico, terapia e cirurgia. Equipamentos cada vez mais sofisticados de tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM), medicina nuclear (MN) e mais recentemente ultrassonografia (US) podem gerar imagens tridimensionais de alta qualidade, por um custo cada vez mais acessível, e que podem fornecer informações sobre o interior do paciente com uma grande vantagem: são exames não-invasivos.

Pesquisas recentes tanto na área de hardware quanto na área de software permitem o processamento digital destes dados tomográficos, possibilitando o aumento da resolução espacial, a melhoria da qualidade da imagem, o aparecimento dos algoritmos de visualização e mais recentemente da interação com estes dados, uma das capacidades mais extraordinárias da computação gráfica moderna.

Entretanto, um problema geral continua em aberto: o problema da segmentação de dados, principalmente na área de imagens médicas, onde a complexidade dos órgãos da anatomia dificulta seu processamento de forma automática pela máquina. De um modo geral, o problema da segmentação pode ser formulado como segue.

Seja R a representação de toda a região de uma imagem. A segmentação é o processo que particiona

R em n subregiões R_1, \dots, R_n , tal que:

- $\bigcup_{i=1}^n R_i = R$
- R_i é uma região conexa; $\forall i, i = 1, \dots, n$
- $R_i \cap R_j = \emptyset$; $\forall i, j, i \neq j$
- $P(R_i) = \text{verdadeiro}$; $\forall i, i = 1, \dots, n$
- $P(R_i \cup R_j) = \text{falso}$; $\forall i, j, i \neq j$

onde $P(R_i)$ é um predicado lógico definido sobre os pontos de uma subregião R_i , e \emptyset é o conjunto vazio.

Mais concretamente, esta definição diz que deve existir um predicado lógico $P(R_i)$ tal que este separe as diversas subregiões do volume de dados, ou seja, os diversos órgãos da anatomia, por exemplo. Entretanto, não é uma tarefa fácil achar os órgãos tanto em imagens de TC, como em imagens de RM.

No caso mais específico de TC, 4 tipos de regiões podem ser segmentadas de modo robusto: ar, gordura, órgãos-amorfos e ossos. A reconstrução do esqueleto a partir de dados de TC tem uma facilidade intrínseca ao método de imageamento devido ao índice de absorção de raios-X pelos ossos ser bastante diferente de outras estruturas médicas.

Algumas propostas de solução para o problema da segmentação podem ser encontradas na literatura.

Pode-se citar o uso de sofisticadas *pipelines* para a visualização de dados, algoritmos de morfologia matemática, algoritmos da área de inteligência artificial, dentre outras. Todas estas propostas têm em comum o fato de que sofrem de falta de robustez, principalmente no tocante a níveis de ruídos nos dados, e no caso específico de tomografia na área médica, de que é extremamente complexa a segmentação de "todas" as estruturas da anatomia. Outra proposta para o problema da segmentação consiste na utilização de três elementos básicos: o uso de modelos *a priori*, a interação com os dados e a deformação destes modelos, conforme será mostrado na presente contribuição.

Uma das grandes vantagens do uso de um atlas de anatomia (AA) é a possibilidade de se segmentar "todas" as estruturas da anatomia, uma vez que estejam presentes no modelo. Uma vez estando a estrutura de interesse registrada no volume de dados, um algoritmo de deformação elástica é aplicado a esta estrutura de interesse de modo que esta se adapte de maneira ótima no volume de dados. Este critério de otimização é dado por uma função custo que deve ser minimizada. Este mínimo deve ocorrer quando a estrutura de interesse cobrir os *voxels* que correspondem à ela.

A presente contribuição está dividida da seguinte maneira. O item 2 discute alguns trabalhos correlatos na área de deformação de dados volumétricos. O item 3 faz uma descrição teórica do método, enquanto o item 4 trata dos aspectos mais práticos deste, como a implementação e tempos de execução. Por último, o item 5 conclui a contribuição com uma discussão do método e sugere algumas linhas para pesquisas futuras. Maiores detalhes podem ser obtidos em [Buck (1995)].

2 Trabalhos correlatos

Dada uma estrutura de dados volumétricos, o que se deseja é modificar o conteúdo destes volumes de dados na representação volumétrica, processo que se denomina deformação ou metamorfose [Gomes *et al.* (1995)], a depender se existem apenas um ou dois objetos gráficos. Pode-se citar três grandes classes de algoritmos que realizam esta tarefa.

A primeira classe forma o que se chama de *volume sculpting*, ou seja, dado um volume de dados inicial, a técnica consiste em interagir com os dados de modo a simular um processo "artístico de criação de esculturas" [Galyean e Hughes (1991), Wang e Kaufman (1995)]. Isto quer dizer que o usuário tem a capacidade de "colar" ou "raspar" novos *voxels* de uma maneira livre. Esta classe de algoritmos, apesar de deformar o volume de dados, não serve como

algoritmo de segmentação.

A segunda classe é formada pelos algoritmos que realizam o que se chama de *volume warping*, ou seja, deformação do volume de dados através da manipulação de funções interpolantes. Desta forma consegue-se efeitos visuais interessantes, porém não muito úteis para o problema da segmentação. Pode-se citar como implementação de *volume warping* o trabalho de True e Hughes [True e Hughes (1992)].

A terceira e última classe de algoritmos é composta pelas técnicas de *volume morphing*, ou seja, a busca de funções que interpoem de maneira suave entre dois estados *i* e *j* de um volume de dados. Dentre as implementações conhecidas, pode-se citar os trabalhos [He *et al.* (1994), Hughes (1992), Law e Yagel (1993), Leros *et al.* (1995)]. Apesar de útil principalmente para a indústria de mídia (cinema, televisão e propaganda), estas técnicas não são utilizáveis para o problema da segmentação.

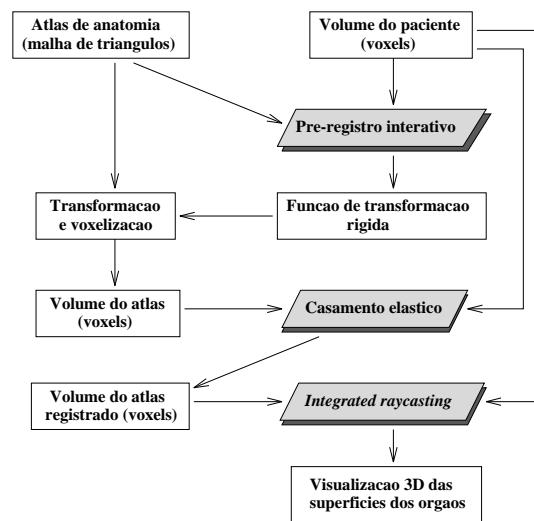


Figura 1: a visão geral do método.

Como características comuns entre as três classes acima pode-se citar a sua vasta aplicação em modelamento geométrico e de serem técnicas de deformação de forma livre. Isto significa que não são feitas para se segmentar conjuntos de dados, cujo principal problema é encontrar um predicado lógico $P(R_i)$, conforme mostrado anteriormente. Isto equivale a modificar o volume de dados através de uma restrição, ou seja, encontrar o mínimo de uma função custo a ser definida, como será mostrado a seguir.

3 Descrição do método

O método proposto em [Buck (1995)] utiliza modelos *a priori* na forma de um AA, que é pré-registrado no volume de dados e posteriormente deformado de forma elástica, de modo a extrair e representar de maneira ótima a estrutura de interesse. Conforme mostrado anteriormente, o problema da segmentação através da deformação elástica de dados volumétricos não é conhecido na literatura, e a proposta apresentada contém uma possibilidade bastante promissora nesta linha de pesquisa. Uma visão geral do método se encontra na figura 1.



Figura 2: o processo de pré-registro do atlas de anatomia no volume de dados consiste na interação do usuário com o modelo geométrico, até que esteja posicionado corretamente. Neste exemplo, a estrutura da anatomia utilizada é o mesencéfalo.

Basicamente o método é dividido em duas fases: uma primeira fase tem por função realizar um pré-registro da estrutura desejada no volume de dados. Esta fase de pré-registro utiliza o modelo geométrico original do AA, bem como uma estrutura geométrica representativa do volume de dados, que se denomina **sistema em cruz do paciente**.

Três fatias ortogonais são extraídas do volume de dados, e mapeadas como textura em uma cena 3D, permitindo a interação com o usuário através do uso do hardware gráfico das estações de trabalho. Através de uma deformação afim¹, a geometria do AA é posicionada interativamente no volume de dados, conforme ilustrado pela figura 2.

A utilização de uma deformação afim tem como vantagem a baixa quantidade de parâmetros necessários em comparação com uma transformação elástica, além é claro da possibilidade de uso do hardware gráfico, consequentemente com taxa de interação extremamente alta. Trata-se portanto de um método de segmentação interativo, e como tal está sujeito a critérios subjetivos na análise dos resultados da interação.

Como desvantagem pode-se citar o fato de que uma deformação afim não consegue capturar toda

a complexidade da superfície de uma estrutura da anatomia. Porém, este erro é reduzido na segunda fase do método proposto, que consiste em uma deformação elástica dos dados volumétricos. Por isto, uma fase de *voxelização* se faz necessária, de modo a gerar um segundo volume de dados, com mesma dimensão e resolução que o volume de dados sendo processado. Esta fase é uma desvantagem significativa, mas que pode ser reduzida partindo-se do princípio de que pode-se trabalhar com um *bounding box* da estrutura da anatomia, além do uso de *octrees*. Após a *voxelização*, ambos os volumes estão correlacionados.

3.1 Os antecessores *GDM* e *VisiCam*

Em 1991, Miller *et al.* [Miller *et al.* (1991)] apresentaram um algoritmo denominado *geometrically deformed models – GDM*, no qual uma função custo é utilizada para deformar um modelo poligonal baseado em tetraedros, até que o mínimo desta função seja encontrado.

Este modelo de deformação foi escolhido porque o AA utilizado na primeira fase do método proposto é poligonal, e por isto se adapta adequadamente ao dito algoritmo. A função custo utilizada na deformação é baseada nos modelos de deformação elástica e de contornos ativos, que também são funções a serem minimizadas.

Posteriormente, Ehrlicke *et al.* [Ehrlicke *et al.* (1993)] utilizaram o método para extrair modelos geométricos complexos de volume de dados a partir de modelos geométricos mais simples, e este conceito foi denominado de *the vision camera – VisiCam*.

Tanto o método *GDM* quanto o *VisiCam* utilizam modelos armazenados de forma geométrica. A seguir propõe-se um método de deformação em que o modelo é armazenado de forma volumétrica, ou seja, na mesma estrutura de dados que o volume de dados do paciente.

3.2 Deformação elástica de dados volumétricos

A proposta principal do método descrito em [Buck (1995)] é o estudo da possibilidade de se deformar elasticamente um volume de dados de acordo com uma restrição, ou seja, gerando um predicado lógico $P(R_i)$ para o problema geral da segmentação.

Existe um modelo geométrico de superfície que descreve os órgãos da anatomia a serem segmentados. Uma vez tendo sido registrado no volume de dados, as fronteiras das estruturas, tanto no volume de dados quanto no modelo, não estarão necessariamente alinhadas, principalmente por causa da com-

¹Excluindo-se a deformação por cisalhamento.

plexidade da anatomia e por causa da intervariabilidade da estrutura da anatomia entre diversos volumes de dados.

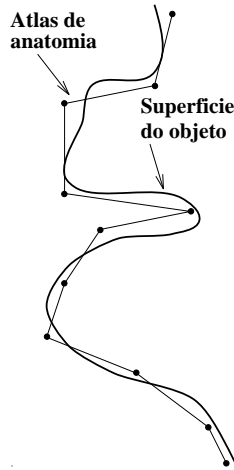


Figura 3: ilustração de um possível alinhamento entre estruturas da anatomia: a linha curvilínea representa a estrutura da anatomia no volume de dados, enquanto a linha poligonal representa a mesma estrutura no atlas de anatomia.

A figura 3 ilustra a situação, onde a linha curvilínea representa a estrutura da anatomia no volume de dados, e a linha poligonal representa o modelo desta estrutura no AA. Vê-se que pode existir uma diferença significativa entre ambas, que deve ser minimizada. Uma possível solução para este problema é a deformação elástica da geometria do modelo. Caso persista o desalinhamento entre as estruturas, o próximo passo é então o aumento da resolução do modelo geométrico, conforme ilustrado pela figura 4. Vê-se neste caso que o modelo fica mais alinhado à fronteira da estrutura, mas ao custo de uma quantidade cada vez maior de *patches* no modelo, levando ao uso de excessiva memória e perda de performance na interação com o usuário.

É exatamente neste ponto que surge a possibilidade da deformação elástica de dados volumétricos. Após a primeira fase do método, onde o AA é registrado no volume de dados por meio de uma transformação afim, ilustrado pela figura 3, o modelo é convenientemente *voxelizado*. No caso volumétrico, a deformação elástica não aumenta a quantidade de dados no modelo, como visto no caso geométrico, e no final do processo de minimização da função custo, a fronteira do modelo terá captado perfeitamente² a

²Esta proposta não trata o problema de *partial volume effect*, que poderia ser solucionado com um modelo geométrico

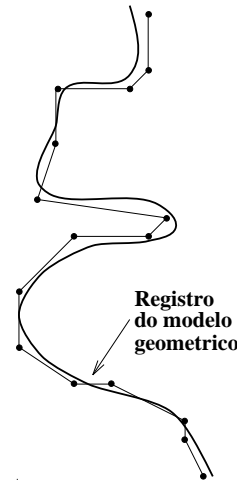


Figura 4: ilustração com a mesma deformação elástica do atlas de anatomia que a figura anterior, neste caso com um aumento da resolução do modelo.

estrutura, conforme pode ser observado na figura 5. Nesta ilustração, os *voxels* brancos correspondem ao modelo volumétrico antes da deformação e os *voxels* pretos correspondem ao resultado da deformação.

O processo de deformação elástica de dados volumétricos é iterativo, ou seja, ele pára quando a quantidade de *voxels* modificados for menor que um valor de limiar mínimo, ou quando a quantidade de iterações ultrapassar um valor fixo máximo. Inicialmente, os *voxels* da superfície do modelo, que são candidatos naturais a serem modificados, são extraídos do volume e colocados numa lista. Durante uma iteração, os elementos da lista, ou seja, os *voxels* candidatos, são analisados e uma das três possibilidades é escolhida:

- manter a vizinhança do voxel inalterada;
- remover o *voxel* da superfície do modelo, marcando-o como não ocupado pelo objeto; e
- expandir o objeto, marcando os *voxels* vizinhos como ocupados.

A cada laço da iteração, o objeto pode ter sido deformado, e neste caso a lista é atualizada com os *voxels* marcados: novos candidatos são inseridos e candidatos antigos são removidos.

Para decidir entre as alternativas acima, um custo é calculado para cada possibilidade, e o menor é então escolhido. Seja N a quantidade de *voxels* candidatos presentes na lista. O valor da função

fuzzy.

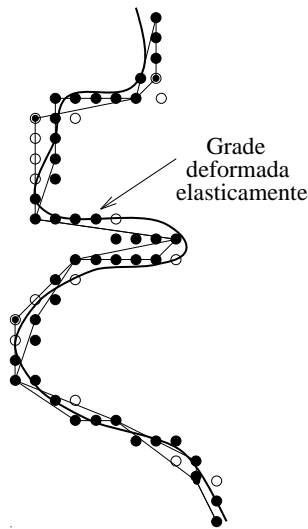


Figura 5: o resultado da deformação elástica de dados volumétricos: os *voxels* brancos e pretos correspondem ao atlas de anatomia antes e depois da deformação, respectivamente.

custo para cada candidato i é descrito pela seguinte fórmula:

$$C_i(x, y, z) = a_0 E_i + a_1 T_i + a_2 G(x, y, z) + a_3 D(x, y, z); \quad i = 1, \dots, N \quad (1)$$

onde:

- $C_i(x, y, z)$ é o valor da função custo para o *voxel* i na posição (x, y, z) ;
- E_i é a função responsável pela expansão ou contração do modelo volumétrico;
- T_i é a função que avalia a topologia do modelo;
- $G(x, y, z)$ é o valor do gradiente do volume de dados na posição (x, y, z) ;
- $D(x, y, z)$ é o valor da densidade na mesma posição; e
- a_0, a_1, a_2 e a_3 são coeficientes de ponderação.

E_i modela a energia de expansão ou contração do modelo, e está ilustrada na figura 6. Ela pode ser descrita por meio de uma função rampa, onde *voxels* não ocupados recebem valores de baixo custo, e *voxels* ocupados mas não pertencentes à superfícies (ou seja, no interior do objeto) recebem alto custo.

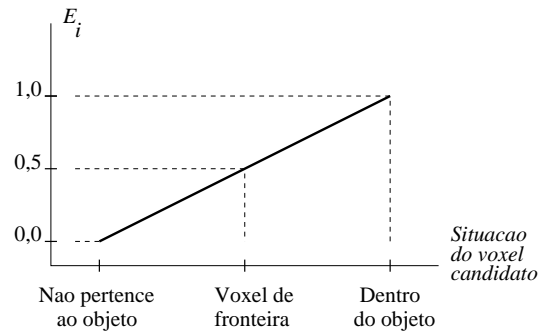


Figura 6: o modelamento da função E_i , responsável pela expansão ou contração do modelo volumétrico.

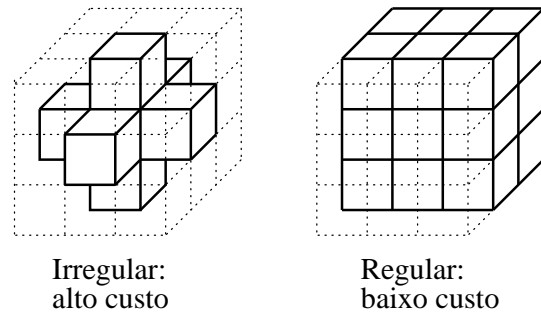


Figura 7: o modelamento da função T_i , que avalia a topologia do modelo.

A função T_i de avaliação da topologia evita que a superfície do objeto venha a se tornar "áspera". Uma superfície local plana gera valores baixos para o custo, e *voxels* isolados da superfície (por exemplo, "picos") contribuem com alto custo, conforme ilustrado pela figura 7.

Até aqui, as propriedades do volume de dados do paciente não foram consideradas para o cálculo da função custo $C_i(x, y, z)$, e serão introduzidas a seguir. $G(x, y, z)$ calcula o valor do gradiente na posição (x, y, z) , tipicamente numa vizinhança $3 \times 3 \times 3$. Quanto mais alto o valor do gradiente, maiores as chances da posição (x, y, z) fazer parte da superfície do objeto, e por isto o valor do custo deve ser baixo.

$D(x, y, z)$ deve fornecer o valor do custo que compensa a diferença entre o valor do voxel (x, y, z) e uma faixa ideal de densidades representando a estrutura da anatomia. Para o caso de TC, este valor modela o número de Hounsfield. Como valores de cinza semelhantes pertencem à mesma estrutura, o custo correspondente é zero e um desvio linear resulta em um aumento do custo, como se pode ver na figura 8.

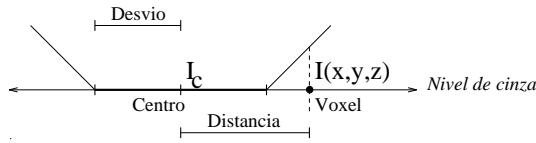


Figura 8: o modelamento de $D(x, y, z)$, o valor da densidade na posição (x, y, z) no volume de dados.

Assim, a cada laço da iteração, a função C_i com menor custo é calculada para cada *voxel* candidato, até que o valor mínimo seja alcançado. Esta direção é exatamente a oposta ao gradiente da função custo $C_i(x, y, z)$ e é estimada pela aproximação numérica da diferencial:

$$\left(\frac{-\partial C_i}{\partial x}, \frac{-\partial C_i}{\partial y}, \frac{-\partial C_i}{\partial z} \right) \quad (2)$$

Portanto, a equação (1) representa um método semi-automático para a deformação elástica do modelo volumétrico, ou seja, é uma possível solução para o problema da segmentação $P(R_i)$. Através do uso de restrições, supera-se os problemas de deformação elástica de dados volumétricos apresentados no item 2.

Existe entretanto uma séria desvantagem deste método em relação aos métodos convencionais de segmentação: a possibilidade de detecção de um mínimo local para a função custo, devido ao método de *steepest descent*. O mínimo global da função custo $C_i(x, y, z)$ é computacionalmente caro de ser encontrado, por causa da complexidade e da alta ordem do espaço de busca, e normalmente necessitaria de uma técnica de minimização global, como por exemplo *simulated annealing*. A solução proposta consiste na utilização de um laço de trabalho, que permanece ativo, até que o usuário fique satisfeito, como pode ser visto na figura 1.

Um exemplo do método de deformação elástica proposto pode ser visto na figura 9. A figura ilustra o resultado da deformação elástica do modelo volumétrico sobreposto à fatia análoga do volume de dados. Na parte inferior da figura vê-se claramente o resultado de se encontrar um valor de mínimo local para a função custo $C_i(x, y, z)$.

3.3 A técnica de controle *integrated raycasting*

Existem duas maneiras de se controlar o resultado da deformação elástica. A primeira maneira consiste em observar, em cada fatia, a qualidade da deformação através de uma composição de imagens. Um exemplo está mostrado na figura 9. Apesar de bastante sim-

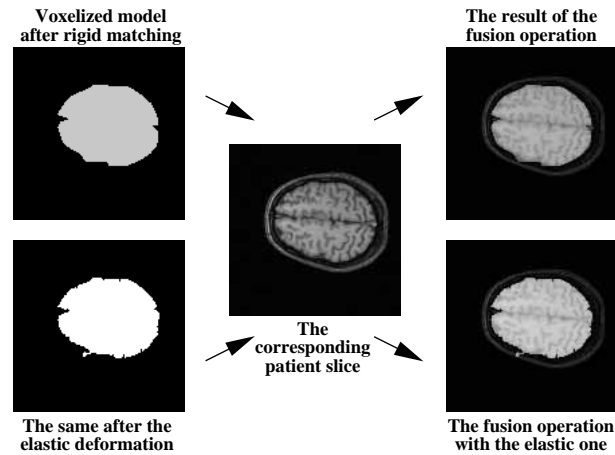


Figura 9: a deformação elástica de modelos volumétricos gera resultados melhores para a segmentação, pois o modelo representa a anatomia com maior grau de fidelidade.

ples, este método é eficiente na visualização do resultado da deformação em alguns casos, porém torna-se desaconselhável à medida que a quantidade de fatias vai crescendo. O ideal é que exista a possibilidade de visualização do resultado em todas as fatias em uma única imagem. Este método é chamado de *integrated raycasting - IRC*.

O *IRC* utiliza os dois volumes de dados presentes no sistema, o volume de dados do paciente e o volume de dados do modelo do AA. Como o modelo foi deformado até a sobreposição da estrutura de interesse nos dados do paciente, e partindo-se do princípio que a fronteira da estrutura contém um alto valor para o gradiente, usa-se um algoritmo convencional de *raycasting*, que é alterado da seguinte forma.

Os raios são lançados no volume de dados do modelo, e quando a estrutura é detectada, a coordenada (x, y, z) é transferida para o volume de dados do paciente, para o cálculo da normal à superfície, como mostra a figura 10. Deste modo, se a posição onde a trajetória do raio foi interrompida corresponder à superfície real da estrutura da anatomia, um *pixel* de côr clara (simulando um *raycasting* convencional) será inserido na posição da câmera. Se entretanto esta posição não corresponder à superfície, não haverá gradiente suficiente, e o resultado da operação de *shading* será um *pixel* de côr escura, significando portanto que o modelo ainda pode ser deformado naquela posição.

Em outras palavras, quando a quantidade de pontos escuros na imagem criada pelo *IRC* for pequena, o usuário pode interromper a iteração da de-

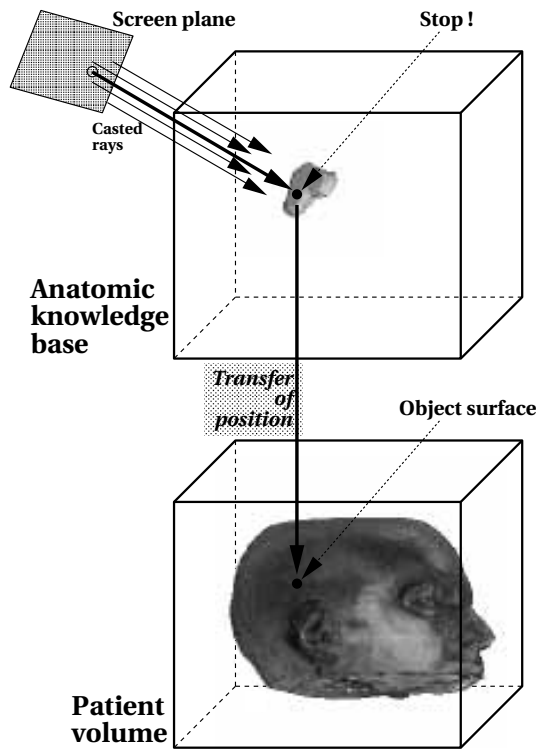


Figura 10: o algoritmo de controle *integrated raycasting* baseia-se na utilização de ambos os volumes de dados. O volume contendo a voxelização da anatomia determina as coordenadas (x, y, z) enquanto que o volume contendo os dados determina os valores para a iluminação.

formação do modelo e subsequente visualização integrada, e declarar o fim da segmentação. A figura 11 ilustra o resultado de dois estados de um processo de segmentação pela deformação elástica de dados volumétricos.

Deve-se frisar que o *IRC* não é um algoritmo de visualização de dados volumétricos, e sim um método de controle para o resultado do processo de deformação. Entretanto, no caso de uma sobreposição "perfeita", o *IRC* gera um resultado semelhante ao método de *raycasting* convencional.

4 Implementação

Todas as rotinas mencionadas na presente contribuição foram construídas na linguagem C++ e apresentadas na interface ao usuário por meio de Inventor e Motif / X-Windows. Por este motivo, a implementação é baseada na orientação a objetos, onde existem classes que implementam objetos tais como volumes de dados, função custo e sua minimização,

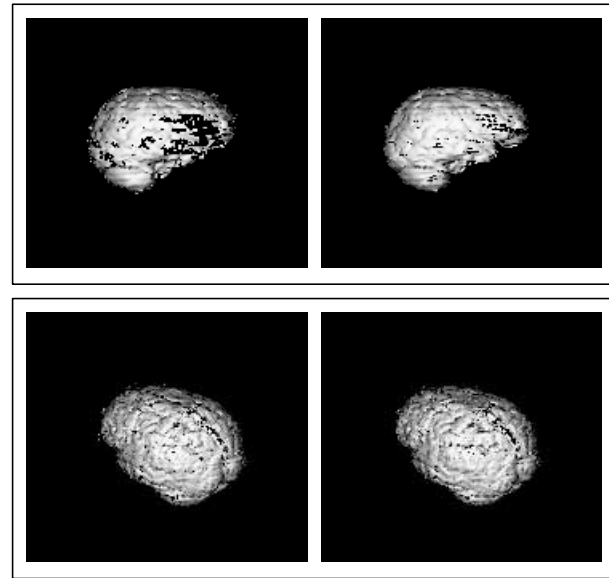


Figura 11: a visualização integrada dos dois volumes de dados facilita a visualização do resultado da deformação elástica. Nas partes superior e inferior estão as imagens resultantes da visualização antes e depois da deformação elástica, respectivamente.

além da visualização pelo algoritmo *IRC*.

O algoritmo para a deformação elástica de dados volumétricos precisa de 2 a 6 minutos para chegar ao mínimo local da equação (1)³. Estes valores altos mostram a dificuldade de se encontrar o mínimo no espaço de busca, o que está de acordo com o alto custo computacional do algoritmo.

Quanto à implementação do algoritmo *IRC*, o tempo de execução do algoritmo é aproximadamente igual ao *raycasting* convencional, significando tempos de execução da ordem de 10 a 20 segundos para gerar as imagens da figura 11.

5 Discussão e conclusões

Nesta contribuição foi apresentada uma sugestão de solução para o problema da segmentação de imagens médicas, descrita como um predicado lógico $P(R_i)$. A solução é baseada na minimização de uma função custo $C_i(x, y, z)$, onde modela-se a deformação elástica de *voxels* candidatos e é uma linha de pesquisa com possibilidades bastante promissoras. Ao invés da utilização de contornos ativos, que deformam um contorno aproximado fornecido pelo usuário, o modelo utilizado para a deformação elástica provém de

³Os tempos foram tomados em uma SGI Indigo 2 com 128 MBytes de memória principal.

um AA. Esta proposta é desconhecida na literatura, e tem como grande vantagem a possibilidade de segmentação com estrutura de dados idêntica aos dados tomográficos, ou seja, estrutura de dados volumétrica.

A utilização de um AA tem algumas vantagens, dentre elas a possibilidade de modelar em princípio todas as estruturas da anatomia, incluindo regiões funcionais ou regiões de superfície complexa. Além disto, pode-se usar raciocínio geométrico para a segmentação induzida de estruturas médicas, bem como a possibilidade de geração de um atlas volumétrico de anatomia. Por último, pode-se citar a rotulação automática dos *voxels* como uma vantagem da utilização de um AA, uma vez que atribuindo valores de côr e opacidade a cada um dos elementos do volume de dados, consegue-se visualizar a anatomia com maior grau de realismo.

Como desvantagens pode-se citar a inconveniência de se modelar tumôres, por exemplo, que não possuem modelos *a priori*, além de que a deformação de um modelo em estruturas médicas com alto grau de desvio da normalidade requer um laço com muitas iterações, o que não é conveniente.

Alguns resultados promissores obtidos com este método foram apresentados em [Buck (1995)], apesar da existência de sérias dificuldades matemáticas na solução do problema de minimização. A solução encontrada foi a visualização do resultado da deformação através do algoritmo *IRC*, que determina visualmente o grau de desvio da solução ótima (mínimo global), juntamente com a possibilidade de nova iteração do processo caso o usuário assim desejar.

Existe outra possibilidade para tratamento do problema de mínimo global que dever ser investigada: a utilização de modelos multiresolução, como por exemplo *octrees*, pode reduzir a quantidade de iterações no laço. Além disto, outros fatores podem ser utilizados na composição da função custo $C_i(x, y, z)$, como por exemplo homogeneidade e análise de texturas, por exemplo.

6 Agradecimentos

O autor gostaria de desculpar-se pelo uso de figuras (9 e 10) com legendas escritas em inglês, decorrentes de seu uso na tese de doutoramento [Buck (1995)].

Este trabalho não poderia ter sido realizado sem o apoio financeiro do CNPq, através de concessão de bolsa de estudos modalidade recém-doutor, processo número 301400/95-4. Brasília, 17 de novembro de 1995.

7 Referências

- Thomas de Araujo Buck. *Interactive Interpretation of Volume Data*. PhD thesis, Universität Tübingen, 14 July 1995.
- H.-H. Ehrlicke, Gerhard Daiber e Wolfgang Straßer. The vision camera: an interactive tool for volume data exploration and navigation. Em Gregory M. Nielson e Dan Bergeron, editors, *Visualization '93*, páginas 25 – 30, San Jose, California, October 25 – 29 1993. IEEE Computer Society Press.
- Tinsley A. Galyean e John F. Hughes. Sculpting: an interactive volumetric modeling technique. *Computer Graphics*, 25(4):267 – 274, July 1991.
- Jonas de Miranda Gomes, Bruno Costa, Lúcia Darsa e Luiz Velho. *Deformação e metamorfose de objetos gráficos*. Instituto de Matemática Pura e Aplicada, Rio de Janeiro – RJ, 24 – 28 Julho 1995. 20^o Colóquio Brasileiro de Matemática.
- Taosong He, Sidney Wang e Arie Kaufman. Wavelet-based volume morphing. Em R. Daniel Bergeron e Arie E. Kaufman, editors, *Proceedings of the Visualization Conference*, páginas 85 – 92, Washington D. C., October 17 – 21 1994. IEEE.
- John F. Hughes. Scheduled Fourier volume morphing. *Computer Graphics*, 26(2):43 – 46, July 1992.
- Asish Law e Roni Yagel. Voxel-based morphing. Technical Report OSU-CISRC-4/93-TR15, The Ohio State University, 1993.
- Apostolos Leros, Chase D. Garfinkle, e Marc Levoy. Feature-based volume metamorphosis. *Computer Graphics*, páginas 449 – 456, August 6 – 11 1995. ACM SIGGRAPH Annual Conference Series.
- James V. Miller, David E. Breen, William E. Lorenson, Robert M. O'Bara e Michael J. Wozny. Geometrically deformed models: a method for extracting closed geometric models from volume data. *Computer Graphics*, 25(4):217 – 226, July 1991.
- Thomas J. True e John F. Hughes. Volume warping. Em Arie E. Kaufman e Gregory M. Nielson, editors, *Visualization '92*, páginas 308 – 315, Boston, Massachusetts, October 19 – 23 1992. IEEE Computer Society Press.
- Sidney W. Wang e Arie Kaufman. Volume sculpting. Em Michael Zyda, editor, *Proceedings of the 1995 Symposium on Interactive 3D Graphics*, páginas 151 – 156. ACM, April 9 – 12 1995.