

## VISUALIZAÇÃO DE DADOS CLINICOS DE NATUREZA TRI-DIMENSIONAL

Óscar E. C. Mealha, Beatriz Sousa Santos e António Sousa Pereira

Universidade de Aveiro / INESC

Departamento de Electrónica e Telecomunicações

Tel. 351-34-20173 Fax. 351-34-381128

e-mail oem@inesca.pt

### Resumo

Este artigo apresenta uma solução para a visualização de dados 3-D fornecidos por modalidades clínicas. Esta solução é composta por vários módulos dos quais salientamos: interpolação, representação de superfície, manipulação, *mapping* de 3-D para 2-D e um modelo de iluminação. Alguns destes módulos foram otimizados e a sua prestação avaliada, caso da interpolação, manipulação e *shading*.

### Introdução

A Tomografia Axial Computadorizada (TAC) e a Ressonância Magnética (RM) são modalidades clínicas de auxílio a diagnóstico que fornecem informação de natureza tri-dimensional (3-D) do órgão sob estudo. A extracção de informação pode ser feita de várias formas, sendo cada uma delas dependente do que se deseja visualizar ou medir. Neste artigo apresentamos uma das possíveis estratégias, que consiste em segmentar as estruturas clínicas tendo em vista a definição de uma superfície 3-D. Procuramos com esta solução aumentar a interactividade da manipulação 3-D, mantendo a possibilidade de representação de múltiplas estruturas, assim como o cálculo de distâncias e volumes. Na primeira parte do artigo faremos uma descrição dos dados utilizados e seguidamente apresentaremos uma breve discussão das possíveis filosofias de caracterização dos dados. A terceira secção contém informação acerca dos vários módulos que constituem a cadeia de processamento, manipulação e visualização. Por fim temos a análise de resultados e o capítulo de conclusões onde apresentamos também algumas questões que necessitam de mais reflexão.

### Caracterização dos Dados Utilizados

Os dados utilizados provêm de sistemas de auxílio ao diagnóstico clínico como TAC ou RM. Estes sistemas produzem informação na forma de imagens bidimensionais (fatias) que, se forem empilhadas ordenadamente, representam o espaço físico a analisar. Este espaço é tri-dimensional e discreto sendo o voxel o elemento de volume; o tipo de informação associado a cada voxel depende da modalidade que gerou os dados (figura 1).

No caso de TAC e RM é de natureza morfológica, no caso das modalidades de Medicina Nuclear é de cariz funcional. Típicamente os volumes usados têm as seguintes características: (i)-TAC: 256 x 256 x 33 voxels, com uma resolução bidimensional de  $\Delta X = 1mm * \Delta Y = 1mm$  e uma resolução axial  $\Delta Z = 4mm$  ou  $8mm$

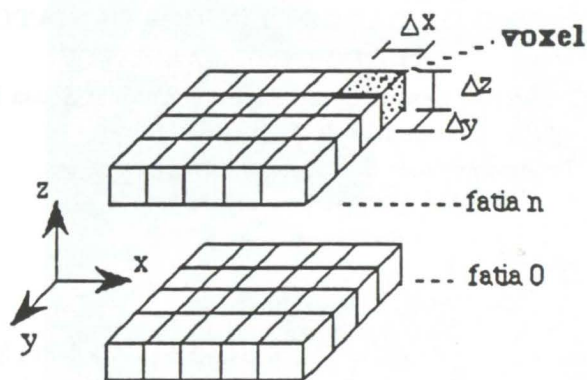


Figura 1: O Espaço 3-D Discreto

(ii)-RM: 256 x 256 x 33 voxels com uma resolução bidimensional de  $\Delta X = 1mm * \Delta Y = 1mm$  e uma resolução axial  $\Delta Z = 2mm$  ou  $4mm$  o que corresponde a volumes com  $\approx 2$ MegaBytes de informação, que poderiam no entanto ser de 4MBytes ou mesmo 16MBytes dependendo do rigor morfológico que se procura (i.e. o  $\Delta Z$  usado na aquisição).

### Estratégia Adoptada

O objectivo deste trabalho consiste em produzir imagens 3-D de estruturas clínicas. Para fazê-lo existem fundamentalmente duas estratégias, *volume rendering* e *surface rendering*. Com *volume rendering* [1, 2, 3, 4] todo o universo de dados é sistematicamente a base do processamento, o que implica que se podem utilizar técnicas de construção de superfície 3-D do tipo *ray tracer* discreto [5], incluindo semi-transparência ou outros atributos. Qualquer que seja a imagem 2-D/3-D final, parte-se sempre de todo o universo de dados original.

A estratégia conhecida por *surface rendering* presupõe que durante a segmentação da estrutura clínica a visualizar, seja definida uma superfície que a caracteriza. Desta forma consegue-se reduzir a quantidade de dados a manipular sempre que se desejar gerar uma outra vista com ou sem um corte. A estratégia por nós escolhida corresponde a esta última já que uma das características que consideramos importante é a interactividade, associada no entanto, à possibilidade de representação de múltiplas estruturas 3-D. É oportuno salientar que um dos objectivos consistia em implementar esta solução numa workstation sem qualquer h/w gráfico específico. A linguagem de programação utilizada foi C em ambiente UNIX e o interface assenta em X11. A máquina em que o trabalho foi implementado é uma DEC 5000 com 16MBytes de RAM e 8 planos de cor.

### Módulos de Manipulação, Processamento e Visualização

A cadeia de manipulação, processamento e visualização será descrita de uma forma modular. Começaremos por descrever a primeira operação a efectuar sobre os dados que é, geralmente,

a interpolação, devido a restrições impostas ao sistema de diagnóstico durante a aquisição.

### Interpolação

Convencionámos que as fatias que compõem o volume 3-D são paralelas aos eixos X-Y, sendo a primeira fatia correspondente à posição  $Z=0$  e última a  $Z=n-1$ ,  $n$  é o número total de fatias. Atendendo a que  $\Delta X = \Delta Y$  e habitualmente,  $\Delta Z = 4\Delta X$  ou mesmo  $\Delta Z = 8\Delta X$ , será necessário gerar fatias intermédias a partir das originais com o intuito de transformar o espaço 3-D inicial num espaço com características isotrópicas, i.e.  $\Delta X = \Delta Y = \Delta Z$ . A figura 2 representa os três operadores que temos usado na operação de interpolação:

- (i)–o primeiro é utilizado por vários autores[4, 6, 7] e efectua a interpolação linear segundo a direcção Z ,
- (ii)–o segundo efectua uma interpolação linear utilizando uma janela de  $3 \times 3$  nas fatias originais, (acima e abaixo) cujo conteúdo é o inverso da distância euclideana ao ponto que se deseja gerar,
- (iii)–o terceiro operador começa por escolher a direcção de menor gradiente de 9 direcções possíveis, para posteriormente efectuar a interpolação linear sobre essa direcção.

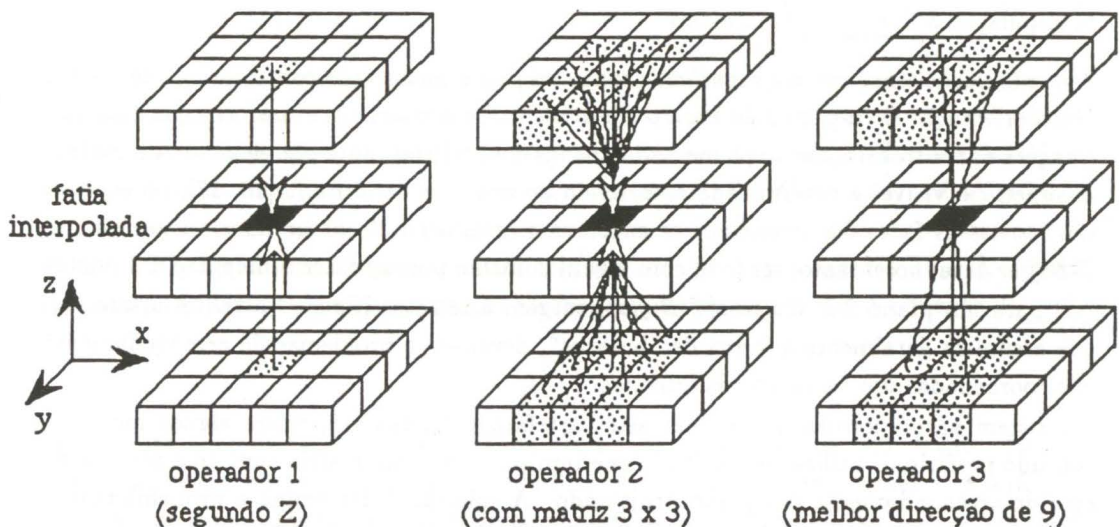


Figura 2: Operadores de interpolação

Os operadores utilizados para efectuar a interpolação foram avaliados de duas formas, subjectivamente e com um método proposto por Pinho em [8, 9]. Pinho utiliza um modelo do sistema visual humano associado a técnicas de medida de energia para quantificar a degradação produzida numa dada imagem.

### Segmentação

A segmentação em TAC é efectuada utilizando a técnica de *threshold*. Esta técnica, bem conhecida em processamento digital de imagem, tem sido utilizada por alguns autores [10,

11, 4] e consiste em associar um intervalo de informação, i.e. um conjunto de dados/voxeis, a uma dada estrutura clínica. Em RM este processo de segmentação apenas permite a extracção da superfície exterior(pele); para uma análise rigorosa do interior de volumes gerados por esta modalidade torna-se necessário explorar outras técnicas de segmentação [12, 13, 14, 15].

#### Extracção da superfície

A construção da superfície é efectuada durante o processo de segmentação e assenta em dois pressupostos. De acordo com o primeiro, define-se superfície elementar como sendo a superfície definida por um voxel; de acordo com o segundo, define-se uma face visível do voxel como sendo uma face que não possui oclusão provocada por um voxel contíguo (nesse sentido). O processo de segmentação/construção de superfície é feito fatia a fatia, contudo sempre indexado ao espaço 3-D original. O resultado final é uma estrutura com informação do espaço 3-D, com um vector de curvas 2-D, assim como informação que caracteriza o processo de segmentação.

#### Manipulação 3-D e cortes transaxiais

A manipulação transforma a superfície produzida pela segmentação com o intuito de lhe dar outra orientação no espaço 3-D. Para o efeito utiliza-se a matriz de transformação com três rotações e três translações, implementada apenas com tabelas, uma por elemento da matriz. A superfície visível é determinada recorrendo ao conceito de *Z-Buffer*[16, 17], ou seja, só são visíveis as faces dos voxeis que se encontram mais perto do observador. A geração do *Z-Buffer* deve, no entanto, ser feita com algum cuidado, pois ao fazer o *mapping* dos pontos 3-D para um plano 2-D discreto(*Z-Buffer*) surgem artefactos (figura 3). Estes artefactos, que assumem geralmente a forma de "buracos", devem-se a problemas de arredondamento nas coordenadas dos pontos transformados.

Existem várias formas de eliminar estes artefactos, Udupa [18] refere alguns métodos, contudo preferimos utilizar um método que tem por base uma matriz com uma medida do erro de arredondamento por ponto projectado. A equação 1 determina a probabilidade  $p$  (em percentagem) de um ponto de coordenadas reais  $(x,y,altura)$  "cair" na posição discreta  $(int\ x, int\ y)$ , assim como nos três vizinhos,  $(int\ x+1, int\ y+1)$ ,  $(int\ x+1, int\ y)$  e  $(int\ x, int\ y+1)$ .

$$p = (1 - ((x - intx)(y - inty)))100\% \quad (1)$$

Conseguimos desta forma gerar o *Z-Buffer*, determinando para cada voxel, que satisfaça o critério de visibilidade, a probabilidade de ser representado numa dada posição do plano 2-D(pixel). Os testes realizados revelaram que se obtêm imagens visualmente "agradáveis" se usarmos os seguintes critérios na construção do *Z-Buffer*:

- 1-nenhuma face de voxel será representada num pixel se  $p < 20\%$
- 2-uma face de voxel só será representada num pixel se  $p > 60\%$

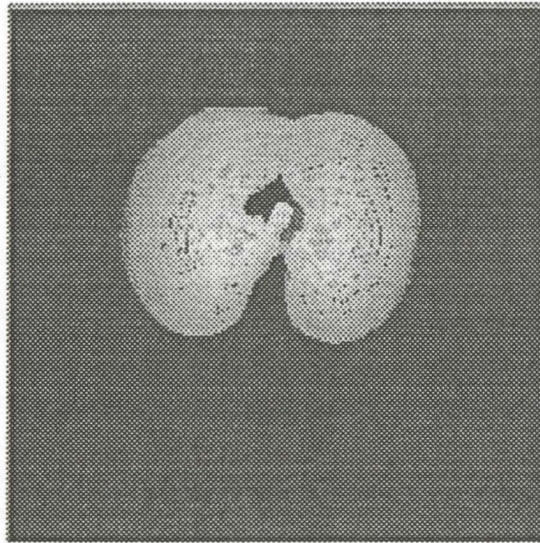


Figura 3: Artefactos devido ao arredondamento de coordenadas

#### Shading-Modelos de Iluminação

Recorrendo ao *Z-Buffer* constroi-se a imagem com características 3-D, contudo virtuais. O realismo destas imagens é conseguido à custa de três factores importantes: a distância do observador à superfície, a normal à superfície [19, 20] e um modelo de iluminação [21]. A distância do observador à superfície provem directamente do *Z-Buffer* e a normal à superfície em qualquer ponto é calculada com base no conteúdo do *Z-Buffer* e utilizando uma tabela com 25 elementos. O método assenta numa ideia proposta por vários autores [19, 11], embora tenhamos introduzido algumas alterações na fase de geração da tabela. A equação 2

$$I = L + \frac{(M - L)}{2R} (R - d) \cos^p \left( \frac{\theta}{n} \right) \quad (2)$$

representa a intensidade atribuída a cada pixel. Utilizámos  $n=2$ ,  $p=0.6$ ,  $L=40$ ,  $M=255$ ,  $R$ =raio da menor esfera envolvente da superfície,  $\theta$ = ângulo entre a normal à superfície e o observador e  $d$ =distância da superfície ao observador; com as condições  $I=L$  sempre que  $I < L$  e  $I=M$  sempre que  $I > M$ . Este modelo tem dado bons resultados, mas atendendo a que os coeficientes foram determinados experimentalmente, certamente que poderá ainda ser melhorado.

#### Resultados

Os operadores de interpolação foram avaliados de duas formas, subjectivamente e objectivamente utilizando o método proposto por Pinho [8, 9]. Na altura de impressão do artigo a tabela de avaliação ainda não estava completa, pelo que, remetemos para a apresentação oral a discussão deste ponto.

Partindo de um volume  $256 \times 256 \times 129$  voxels com 8 bits de informação por voxel, medimos

≈ 54s para segmentação e geração da superfície pulmonar (utilizando níveis de threshold 75—135) com ≈ 150000 voxels e ≈ 18s para o processo de manipulação e iluminação no sentido de obter uma dada vista, (caso das figuras 4 e 5, respectivamente sem e com cortes transaxiais). Uma vista neste caso é gerada com uma resolução de rotação, de um grau em torno de qualquer um dos três eixos, i.e. um total de  $360^3$  vistas, incluindo também possíveis cortes transaxiais.

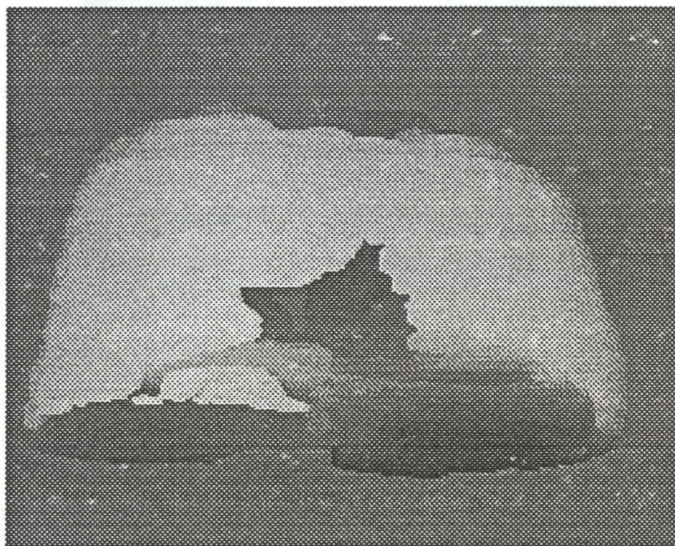


Figura 4: Imagem 3-D

Estes valores não podem, de forma alguma, ser considerados tempos aceitáveis de interacção. Para o efeito reduzimos a metade o referido volume ( $128 \times 128 \times 64$ ), cosequentemente a superfície passou a ter ≈ 20000 voxels e os tempos de geração de uma vista passaram para ≈ 2s. Face a isto, desenvolvemos no nosso ambiente de interface uma ferramenta que serve exclusivamente para indicar "interactivamente" e com base num subvolume original qual o aspecto da imagem 3-D final (como se pode ver na figura 6).

Quanto aos tempos obtidos devemos acrescentar alguns comentários: o tempo de geração de uma vista é resultante de optimização, embora o processo de iluminação ainda esteja em fase de experimentação. O tempo de segmentação e geração de superfície é meramente indicativo do peso que esse módulo representa, pois neste momento não se encontra completamente optimizado.

### Conclusões

Existem vários aspectos que necessitam de uma análise mais profunda, são eles:

- (i)—a interpolação com base em informação original e a interpolação com base em contornos segmentados (onde os autores [22, 23, 24] tem algum trabalho inovador), bem como formas de avaliar a eficiência dos operadores, como foi referido na secção de interpolação.
- (ii)—a eliminação dos artefactos referidos na secção de manipulação é habitualmente feita

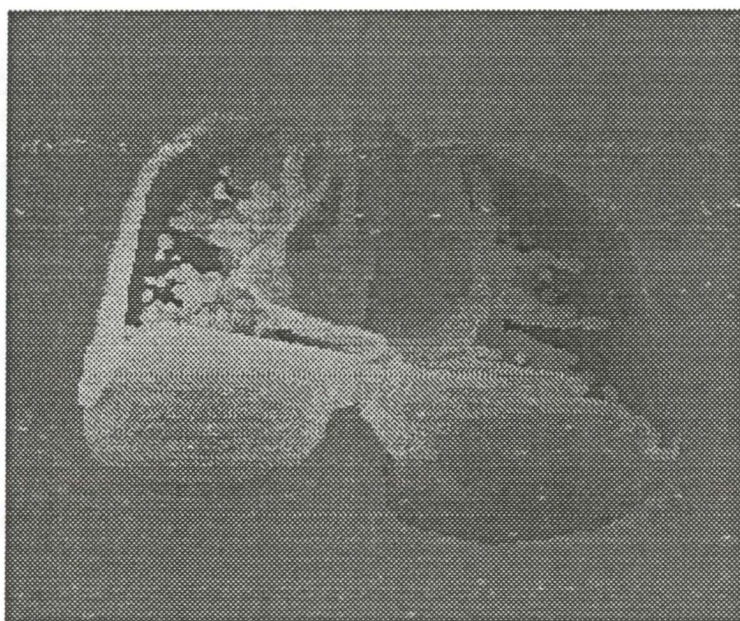


Figura 5: Imagem 3-D com cortes transaxiais

sem atender à degradação que se provoca na imagem final, pensamos que a introdução de métodos que quantifiquem esta degradação pode ser benéfico, no sentido de se obter alguma sensibilidade da precisão com que a imagem final está a ser representada. A matriz das probabilidades que introduzimos tem fornecido resultados animadores, no entanto o problema do *mapping* continua a necessitar de bastante mais trabalho.

(iii)—os modelos de iluminação.

O facto da estrutura clínica ser representada por uma superfície tem limitações que dependem dos objectivos em causa. Caso seja manipulação, o processo é obviamente acelerado devido à diminuição drástica do volume de dados a processar. Se o objectivo for explorar o interior do volume deve-se questionar que tipo de análise é a mais adequada. Para a representação de múltiplas estruturas, necessitaremos de múltiplas superfícies. Para a sobreposição de informação original com informação de superfície torna-se necessário recorrer ao volume original para extrair o plano de informação desejado, com conseqüente agravamento do tempo de geração da imagem final. A utilização de atributos associados a voxels, por exemplo a transparência, não é aplicável. Isto tem conseqüências desagradáveis quando se desejam visualizar certas estruturas clínicas, caso da estrutura óssea dos globos oculares, que necessita do conceito de transparência associado a uma análise volumica local. Em suma, as vantagens mais significativas deste tipo de representação são a rápida visualização, de uma superfície 3-D discreta e a sua manipulação, admitindo a existência de cortes pré-definidos. As desvantagens estão relacionadas com qualquer tipo de operação que assente numa análise de volume ou que recorra à utilização do volume original.

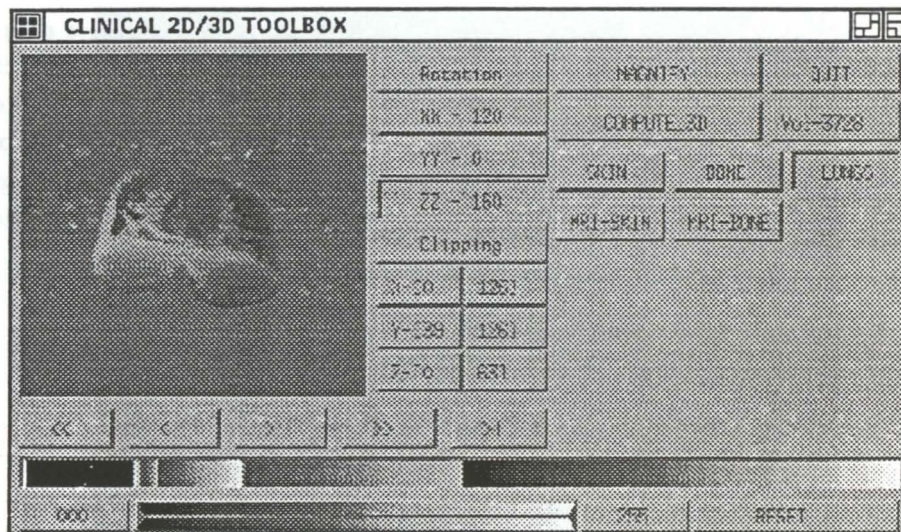


Figura 6: Escolha de uma vista e/ou corte baseado num subvolume

### Agradecimentos

Ao Tomás Oliveira e Silva e António Jorge Pinto pela ajuda *on-line* que têm prestado em C, Unix, X11, PostScript, LaTeX, etc.

Pela cedência dos programas de avaliação da degradação de imagens, referido na secção de interpolação, um obrigado ao Armando Pinho.

O trabalho do autor Óscar Mealha é parcialmente financiado pela JNICT (Junta Nacional de Investigação Científica e Tecnológica com bolsa BD/1723/91-IA.

### Referências

- [1] Karl Heinz Höhne, Michael Bomans, Martin Riemer, Rainer Schubert, Ulf Tiede, and Werner Lierse. A volume-based anatomical atlas. *IEEE Computer Graphics & Applications*, pages 72-78, July 1992.
- [2] Karl Heinz Höhne. *Pictorial Information Systems in Medicine*, volume F19 of *NATO ASI Series*, pages 215-233. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1986, 1986.
- [3] Karl-Heinz Höhne. Research activities of the department of computer science in medicine. *Internal Publication of the University Hospital of Hamburg- Eppendorf*, pages 1-23, February 1989.
- [4] Ulf Tiede, Karl Heinz Höhne, Michael Bomans, Andreas Pommert, Martin Riemer, and Gunnar Wiebecke. Investigation of medical 3d-rendering algorithms. *IEEE Computer Graphics & Applications*, pages 41-53, May 1990.



- 
- [5] Hans-Peter Meinzer, Kirsten Meetz, Dinu Scheppelmann, Uwe Engelmann, and Hans Jürgen Baur. The heidelberg ray tracing model. *IEEE Computer Graphics & Applications*, pages 34–43, November 1991.
- [6] R. Anthony Reynolds, Dan Gordon, and Lih-Shyang Chen. A dynamic screen technique for shaded graphics display of slice-represented objects. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 38:275–298, 1987.
- [7] Gabor T. Herman. A survey of 3d medical imaging technologies. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pages 15–17, December 1990.
- [8] Armando J. F. Pinho. Compressão de imagem por redes neuronais. Master's thesis, Dep. de Electrónica e Telecomunicações, Universidade de Aveiro, May 1991.
- [9] Armando J. Pinho and Luís B. Almeida. Error measure for images with a large featureless background. In *RecPad 92 - 4th Portuguese Conference on Pattern Recognition, Coimbra, Portugal*, pages 255 – 262, March 1992.
- [10] Robert A. Drebin, Loren Carpenter, and Pat Hanrahan. Volume rendering. *Computer Graphics*, 22(4):65–74, August 1988.
- [11] Dan Gordon and R. Anthony Reynolds. Image space shading of 3-dimensional objects. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 29:361–376, 1985.
- [12] Jussi Parkkinen, Gregg Cohen, Milan Sonka, and Nancy Andreasen. Segmentation of mr brain images. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 13-I, pages 71–72. IEEE Computer Society, 1991.
- [13] Sai Prasad Raya. Low-level segmentation of 3-d magnetic resonance brain images—a rule-based system. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 9(3):327–337, September 1990.
- [14] Michael Bomans, Karl-Heinz Höhne, Ulf Tiede, and Martin Riemer. 3-d segmentation of mr images of the head for 3-d display. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 9(2):177–183, June 1990.
- [15] William T. Katz and Michael B. Merickel. Automated segmentation of 3-d magnetic resonance images of the head. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 13-I, pages 297–298. IEEE Computer Society, 1991.
- [16] Foley Van Dam. *Computer Graphics*. Addison, second edition, 1991.
- [17] Ivan E. Sutherland, Robert F. Sproull, and Robert A. Schumacker. A characterization of ten hidden-surface algorithms. *Computing Surveys*, 6(1):1–55, 1974.
- [18] Jayaram K. Udupa and Dewey Odhner. Fast visualization, manipulation, and analysis of binary volumetric objects. *IEEE Computer Graphics & Applications*, pages 53–61, November 1991.

- [19] Lih-Shyang Chen, Gabor T. Herman, R. Anthony Reynolds, and Jayaram K. Udupa. Surface shading in the cuberille environment. *IEEE Computer Graphics & Applications*, pages 33–43, December 1985.
- [20] Henri Gouraud. Continuous shading of curved surfaces. *IEEE Transactions on Computers*, c-20(6):623–629, June 1971.
- [21] Bui Tuong Phong. Illumination of computer generated pictures. *Communications of the ACM*, 18(6):311–317, June 1975.
- [22] Sai Prasad Raya and Jayaram K. Udupa. Shape-based interpolation of multidimensional objects. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 9(1):32–42, March 1990.
- [23] Gabor T. Herman, Jingsheng Zheng, and Carolyn A. Bucholtz. Shape-based interpolation. *IEEE Computer Graphics & Applications*, pages 69–79, May 1992.
- [24] Shih-Yung Chen, Wei-Chung Lin, Cheng-Chung Liang, and Chin-Tu Chen. Improvement on dynamic elastic interpolation technique for reconstructing 3-d objects from serial cross sections. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 9(1):71–83, March 1990.