

RTV – Um Pacote para Visualização Tridimensional em Medicina

MARCELO KNÖRICH ZUFFO¹
ANDREW GRANT²
ROSELI DE DEUS LOPES¹

¹Laboratório de Sistemas Integráveis
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
mkzuffo@lsi.usp.br
roseli@lsi.usp.br

²Computer Graphics Unit
Manchester Computing Centre
University of Manchester, UK
grant@hpa.cgu.mcc.ac.uk

Abstract. This paper presents the RTV project, a Tridimensional Visualization Package for Medicine. RTV incorporates powerful 3D visualization techniques with visibility treatment, multiple classification tables assignment and true volume rendering algorithms based on ray-casting paradigm. RTV was designed to be highly portable and to run on heterogeneous networks, a typical hospital computer environment.

1 Introdução

Uma das áreas que pode ser muito beneficiada pela Visualização Tridimensional é a Medicina.

A pesquisa e o ensino médicos são hoje fundamentalmente apoiados em informações teórico-práticas. Estas são assimiladas lentamente porque o aluno ou o médico precisa integrar muita leitura descritiva antes de visualizar o fenômeno fisiológico ou anatômico.

A construção de sistemas de visualização e animação tridimensionais, a partir da integração de imagens, contribui substancialmente para a compreensão da anatomia básica e das patologias específicas, possibilitando propostas de tratamento, correlações anatomo-clínicas ou simulações cirúrgicas.

Este tipo de abordagem pode ser valiosa para a complementação do aprendizado teórico, fazendo com que o aluno ou profissional médico se familiarize com um material didático atraente e de fácil manipulação, acelerando o processo de análise e diagnóstico.

Outra questão importante é a minimização de erros de diagnóstico e planejamento cirúrgicos, onde há a necessidade de entendimento tridimensional dos órgãos estudados.

Assim, a exibição dinâmica de imagens médicas em monitores de vídeo, construídas computacionalmente a partir de informações de origem radiológica, principalmente, está permitindo a síntese de imagens tridimensionais (ou bidimensionais) detalhadas dos pacientes, que servem de modelo básico para o diagnóstico e estudo de

variações anatômicas reduzindo enormemente o risco de erros de diagnóstico e de cirurgias.

Normalmente, imagens médicas são tridimensionalmente complicadas e texturizadas. A utilização de ferramentas de visualização tridimensional poderosas, que incorporem modelos de iluminação sofisticados [TROU87], são muito importantes em vários segmentos da medicina, dentre os quais podemos destacar:

- planejamento radioterápico e quimioterápico em oncologia;
- planejamento cirúrgico em mal-formações congênitas;
- cirurgias cranio-faciais;
- ortopedia.

Neste trabalho, apresentamos o RTV um pacote para Visualização Tridimensional em Medicina. Descrevemos também a principal técnica de visualização do RTV, o traçado de raios para volumes, bem como algumas facilidades desenvolvidas para o tratamento de visibilidade, e atribuição de múltiplas tabelas de classificação.

2 Visualização Volumétrica

Hoje, a visualização de dados volumétricos engloba um conjunto de técnicas e métodos de aquisição, manipulação e análise de dados que pertencem a um espaço quadridimensional, denominado *espaço "voxel"*. Cada ponto deste espaço é determinado por uma *n*-upla do volume em questão, sendo que cada elemento deste volume, também denominado "*voxel*", tem valores associados a si, além de suas coordenadas espaciais (*x*, *y*, *z*) e tempo (*t*).

Por isso, a visualização de dados volumétricos normalmente, implica na manipulação de grandes bases de dados, pois além do elevado número de “voxels” presentes, temos as atribuições a eles associadas pelas n-uplas.

Um volume pode ser considerado, de maneira simplista, como uma “pilha de imagens”. Normalmente, o volume é uma grade tridimensional uniformemente distribuída no espaço, como mostra a figura 1.

Existem várias formas de geração do espaço “voxel”. Ele pode ser sintetizado a partir de simulações, como é o caso de simulações de dispositivos semicondutores em microeletrônica, ou gerado a partir de tomografia computadorizada de ressonância magnética ou raio x.

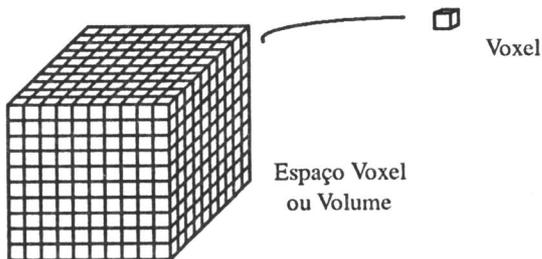


Figura 1 – Volume e “Voxels”

3 Etapas para a Visualização

O processo de visualização de imagens médicas engloba uma série de etapas ilustradas na figura 2.

Estas etapas incluem a aquisição e tratamento das imagens, atribuição de características ópticas, através da segmentação e classificação, e a visualização propriamente dita.

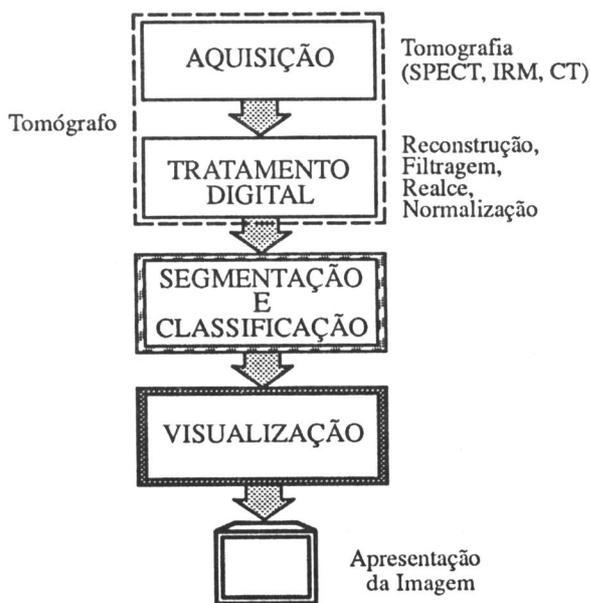


Figura 2 – Etapas para a Visualização

3.1 Aquisição de Dados Médicos

Atualmente, existem à disposição da Medicina inúmeros equipamentos geradores de imagens, incluindo-se nesta classe os equipamentos de radiologia, radioscopia, ultrassonografia, além de vários tipos de tomógrafos computadorizados ([SIGG92], [UNDR92]) dentre os quais destacamos os aparelhos de Tomografia Computadorizada por Raio X (CT), Tomografia por Ressonância Magnética (IRM) e Tomografia por Emissão de Fótons (SPECT).

Os dados fornecidos por estes aparelhos podem ser tratados digitalmente por computadores e dispostos espacialmente de modo a formar um espaço “voxel”.

3.2 Tratamento Digital

O Tratamento Digital compreende operações que, normalmente, são realizadas pelo próprio equipamento de tomografia como reconstrução, filtragens, realce e normalização.

3.3 Segmentação e Classificação

Geralmente, o “voxel” armazena informações escalares relacionadas com a análise em questão, como Raio X, emissão de fótons ou a ressonância magnética.

A estes “voxels” é necessária a atribuição de parâmetros pictóricos que possibilitem a visualização do espaço “voxel”. Esta atribuição é denominada **classificação** do volume e, normalmente, são atribuídos valores Vermelho (R), Verde (G), Azul (B) e Opacidade (O) aos vários “voxels” que compõem o volume (figuras 3 e 6).

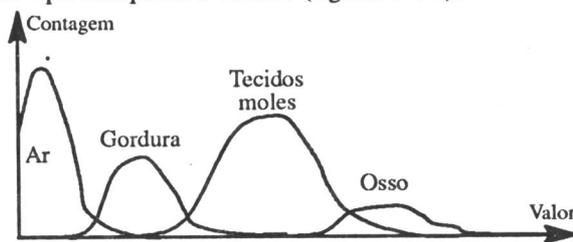


Figura 3 – Comportamento dos histogramas de tomografias computadorizadas (CT)

A **segmentação** é um conjunto de técnicas mais sofisticadas para a extração de objetos e órgãos do volume. Técnicas de segmentação são semi-automáticas, exigindo portanto a intervenção humana. Podemos fazer a segmentação por valores, por detecção de regiões e por detecção de texturas [SIGG92].

3.4 Visualização

Dentre as principais técnicas de visualização volumétrica, destacam-se a visualização por fatias (“*slicing imaging*”), a visualização baseada em superfícies (“*surface based*”) e a representação real de volumes (“*volume rendering*”) ([ENGL90], [DREB88], [ELVI91], [ELVI92]).

a) Fatias:

A técnica de visualização por fatias é a mais simples e fácil de ser implementada [TUY84], razão pela qual já é amplamente utilizada em muitos equipamentos de tomografia comerciais. Consiste em mostrar cada fatia dos dados do volume adquirido, uma a uma.

Apesar de ser de fácil implementação, esta técnica apresenta a desvantagem de não transmitir ao usuário a noção espacial dos dados, por não transmitir seu posicionamento no volume, nem o relacionamento destes com os demais elementos que pertencem a outras fatias (“slices”) e nem as texturas associadas às superfícies dos tecidos. O resultado disto é que esta técnica proporciona uma análise “pobre” dos dados do volume em estudo, o que pode implicar em possíveis erros de diagnóstico.

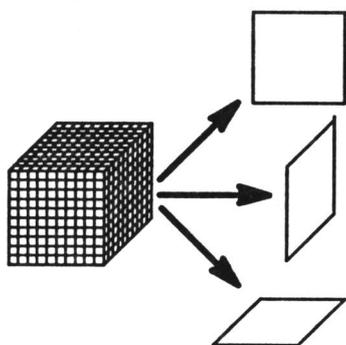


Figura 4 – Visualização de Fatias Ortogonais

b) Extração de Superfícies:

A segunda técnica citada (“*surface based*”) [LORE87], consiste na extração de superfícies que contêm os “*voxels*” de um determinado valor de limiar especificado pelo usuário. Deste modo, uma superfície composta por primitivas geométricas é ajustada ao volume conectando esses “*voxels*” selecionados. Essa representação intermediária impõe algumas etapas ao processamento: uma classificação dos “*voxels*” do volume a fim de se saber se um determinado “*voxel*” pertence ou não à superfície que se deseja visualizar e o ajuste de primitivas geométricas para compor a porção do volume a ser visualizado.

Como desvantagem esta técnica apresenta, além destas etapas adicionais, o fato de que os algoritmos utilizados para o ajuste das primitivas efetua interpolação entre os “*voxels*”, podendo em alguns casos, dependendo da complexidade da região estudada, “mascarar” alguns detalhes da superfície. Ainda aqui, não se tem uma noção exata do interrelacionamento entre os “*voxels*” do volume, pois uma superfície é analisada a cada vez.

c) Volumétrica (“Volume Rendering”):

Algoritmos mais poderosos surgiram para a visualização integral dos volumes. Estes algoritmos

denominados de algoritmos de visualização volumétrica (“*volume rendering*”) baseiam-se no comportamento físico da luz. Dentre os algoritmos conhecidos temos o “*Ray Casting*” ([LEVO90a], [LEVO90b], [SPEE91]) e o “*Splatting*” [WEST91].

Dentre as várias vantagens existentes neste tipo de abordagem podemos destacar: primeiro, a possibilidade de atribuir transparências aos vários tecidos, segundo, a utilização de modelos de iluminação que permitam a análise tridimensional dos tecidos e suas respectivas texturas.

4 Visualização por Traçado de Raios para Volumes

Recentemente LEVOY [LEVO90a] [LEVO90b] desenvolveu uma extensão do algoritmo de traçado de raios (“*ray-casting*”) [WHIT80] para volumes.

Pela alta qualidade das imagens sintetizadas, este algoritmo abre grandes potencialidades de aplicação, entretanto é extremamente caro do ponto de vista computacional exigindo uma intensa demanda de processamento numérico e manipulação de extensas estruturas de dados.

Deste modo, a utilização de técnicas de processamento paralelo para acelerar a síntese de imagens é uma das alternativas atuais para alcançarmos a visualização em tempo real [GRAN93].

As várias etapas do traçado de raios para volumes podem ser observadas na figura 5.

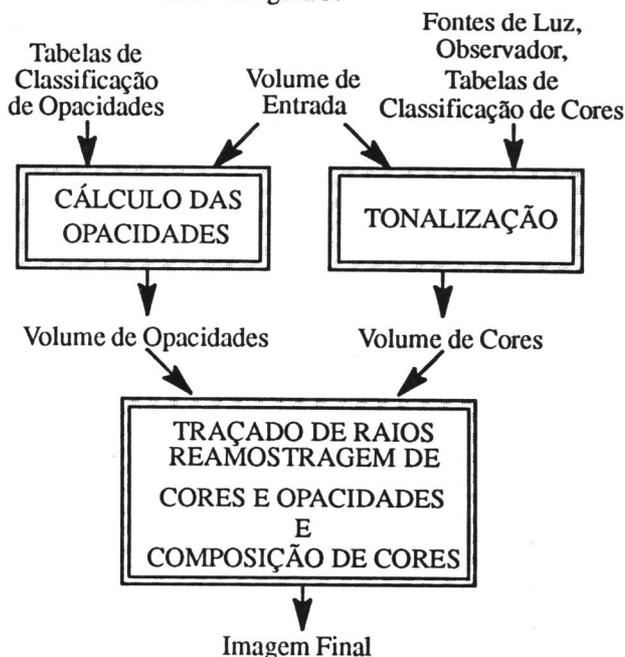


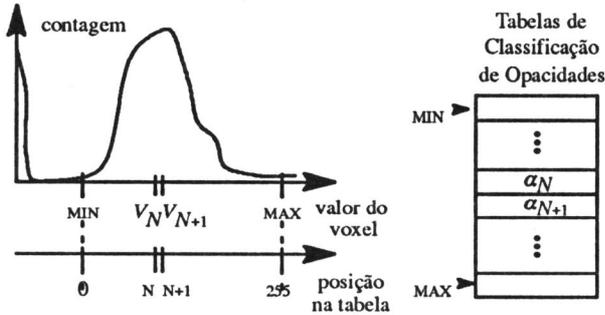
Figura 5 – Etapas do Traçado de Raios para Volumes

4.1 Cálculo das Opacidades

A partir das tabelas de classificação de opacidades, um volume de opacidades é gerado na etapa de cálculo das opacidades. A opacidade atribuída a cada “*voxel*” é função do

gradiente local ([LEVO90a], [LEVO90b]) e é fornecida pelas equações da figura 6.

A opacidade de cada “voxel” é calculada em função da opacidade atribuída pelo usuário e pela variação local dos “voxels” fornecida pelo operador gradiente (figura 8).



para $V_N \leq V(x,y,z) \leq V_{N+1}$

$$\alpha(x,y,z) = |\nabla(V(x,y,z))| \alpha_N \left[\frac{V_{N+1} - V(x,y,z)}{V_{N+1} - V_N} \right] + \left[\frac{V(x,y,z) - V_N}{V_{N+1} - V_N} \right]$$

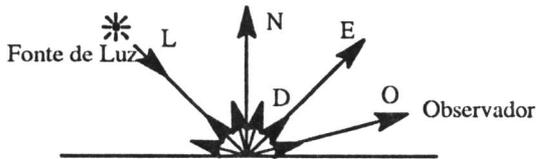
$\alpha(x,y,z) = 0$, caso contrário

Figura 6 – Cálculo de Opacidades

4.2 Tonalização

Na Tonalização, a cor de cada “voxel” é calculada a partir das tabelas de classificação de cor fornecidas pelo usuário, das fontes de iluminação, de parâmetros de reflexão difusa e especular, e da posição relativa do volume ao observador.

A equação de iluminação de PHONG [LEVO90a] é aplicada (figura 7) para cada “voxel”. Como resultado, esta etapa nos fornece um volume tonalizado RGB da mesma dimensão do volume de entrada.

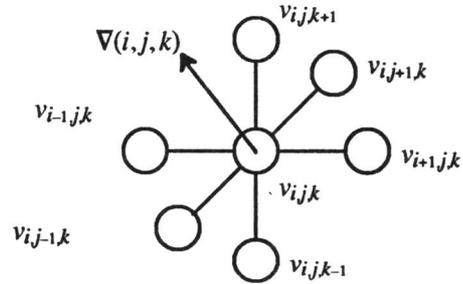


L = Vetor de Iluminação;
 N = Vetor Normal à Superfície;
 E = Vetor da Componente Especular;
 D = Vetor da Componente de Luz Difusa;
 O = Vetor Observador;
 K = Constante de Iluminação;
 I = Intensidade de Iluminação;
 n = potência especular;

$$I_v = \underbrace{K_a \cdot I_a}_{\text{Ambiente}} + \underbrace{K_d \cdot I \cdot \sum_{i=0}^{N_{fontes_luz}} (N \cdot L_i)}_{\text{Difusa}} + \underbrace{K_e \cdot I \cdot \sum_{i=0}^{N_{fontes_luz}} (E_i \cdot O)^n}_{\text{Especular depende do observador}}$$

Figura 7 – Modelo de Iluminação

Uma questão importante nesta etapa é a determinação do vetor normal ao “voxel” para a aplicação da equação de PHONG. Este vetor é obtido aplicando o operador gradiente, ou operador diferencial vetorial, definido por:



$$\nabla(i,j,k) = (v_{i+1,j,k} - v_{i-1,j,k}, v_{i,j,k+1} - v_{i,j,k-1}, v_{i,j,k+1} - v_{i,j,k-1})$$

Figura 8 – Cálculo do Gradiente

A grande desvantagem em termos computacionais desta etapa é que ela é dependente da posição do observador, isto significa que a cada posicionamento do observador um novo volume de cores deve ser gerado.

Obtidos os volumes de cores e opacidades, passamos ao cálculo final da imagem. A partir do observador, raios são lançados, interceptando os volumes de cores e opacidades (figura 9).

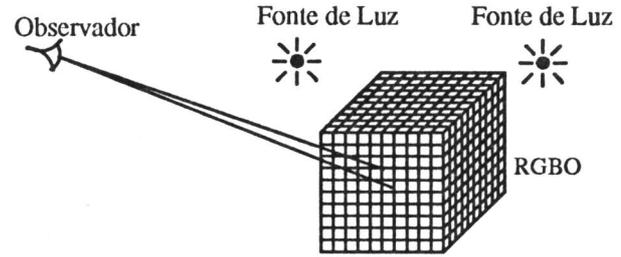


Figura 9 – Traçado de Raios para Volumes

Como os “voxels” não estão alinhados (figura 10) nos raios lançados, um processo de reamostragem deve ser realizado.

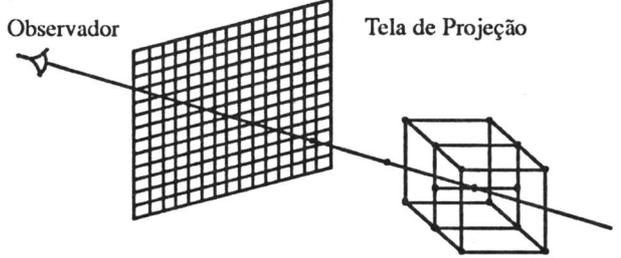


Figura 10 – Reamostragem

4.3 Reamostragem

Na etapa de reamostragem, métodos de interpolação são utilizados para o cálculo do “voxel” pertencente ao raio lançado em função de sua vizinhança.

Existem vários métodos para a avaliação desta vizinhança. Os mais utilizados são: vizinho mais próximo (“nearest neighbour”) e interpolação trilinear (figura 11).

$$P(x, y, z) = Ax + By + Cz + Dxy + Exz + Fyz + Gxyz + H$$

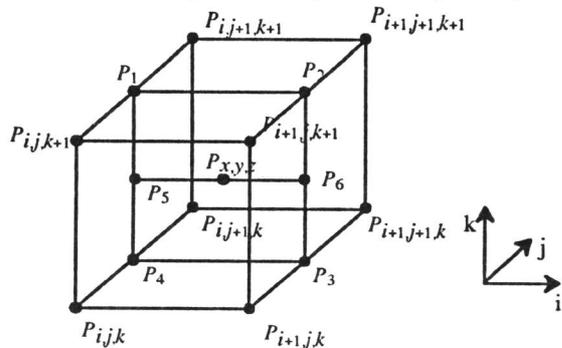


Figura 11 – Interpolação Trilinear

Para o cálculo da interpolação trilinear, consideramos um cubo de dimensões unitárias (figura 11) e o valor interpolado é avaliado aplicando-se a equação da figura 11 em função dos oito “voxels” adjacentes ao ponto considerado.

Em termos computacionais, a interpolação trilinear é bem mais cara que o método de interpolação pelo vizinho mais próximo. Porém as imagens geradas possuem qualidade relativamente maior. Em imagens de alta resolução métodos de interpolação do vizinho mais próximo podem ser aplicados sem grande perda de qualidade.

4.4 Composição de Cores

Por fim, a partir de todos os pontos reamostrados no raio lançado, a composição deve ser feita. A composição de cores e opacidades pode ser realizada de trás para frente (“back to front”) ou de frente para trás (“front to back”). As equações abaixo são utilizadas para a composição de frente para trás.

$$Alpha = Alpha + amostra.opac . (1 - Alpha)$$

$$Cor_{(r,b,g)} = Cor_{(r,g,b)} + amostra_cor . amostra.opac . (1 - Alpha)$$

Onde: Alpha = Opacidade acumulada
 Cor = Cor Acumulada
 amostra = amostra de cada voxel interpolado sobre o raio traçado.

5 Tratamento de Visibilidade

Em visualização médica ou científica é importante a possibilidade de cortes arbitrários sobre o objeto a ser visualizado. Deste modo, foi criada para o RTV, uma metodologia para o tratamento de visibilidade do espaço “voxel”, permitindo ao usuário a realização de cortes arbitrários sobre

o volume, bem como a utilização de múltiplas tabelas de classificação e segmentação, simultaneamente.

Para implementação do tratamento de visibilidade e /ou atribuição de múltiplas tabelas de classificação à diferentes porções do volume, é necessário criar um volume denominado volume de máscara. O Volume de Máscara é um volume com a mesma resolução do volume a ser visualizado, sendo que cada um de seus “voxels”, composto por um byte conterá informações suficientes para o tratamento de visibilidade. Os “voxels” que compõem o volume de máscara são denominados “voxels” de máscara (figura 12)

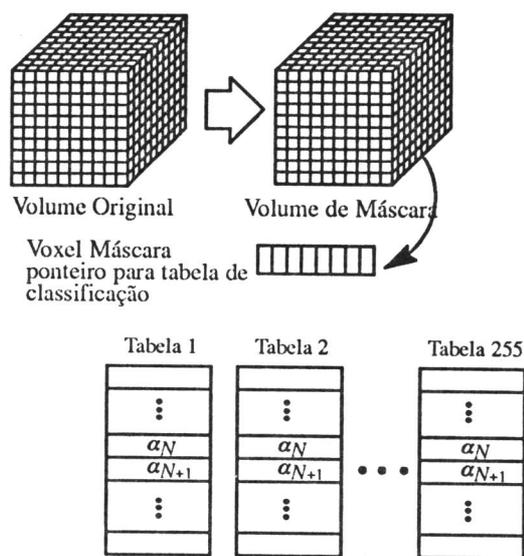


Figura 12 – Traçado de Raios para Volumes

Existem inúmeras maneiras de se estabelecer os parâmetros de visibilidade nos “voxels” máscara. Nesta implementação, foi utilizada a seguinte organização: dos 256 valores possíveis atribuídos a cada “voxel” do Volume de Máscara, o valor 0 corresponde a um “voxel” invisível, e caso o valor atribuído seja maior do que 1, o “voxel” em questão é visível e o valor do “voxel” máscara corresponde ao ponteiro para a tabela de classificação que será utilizada para a visualização do respectivo “voxel” no volume original.

No instante do cálculo das opacidades e da tonalização, os “voxels” de máscara são consultados e as respectivas tuplas RGBO são atribuídas.

A utilização do volume de máscara possui algumas vantagens, dentre as quais podemos destacar:

- possibilidade de se fazer o tratamento de visibilidade sem alterar o volume original;
- possibilidade de se utilizar simultaneamente múltiplas classificações, o que abre grandes possibilidades no campo médico, onde poderíamos mostrar simultaneamente ossos, músculos, gordura e órgãos, simplesmente atribuindo diferentes classificações a estes tecidos.

6 ORTV

ORTV é um pacote para visualização de imagens médicas tridimensionais, para redes heretogêneas de computadores, utilizando técnicas avançadas de visualização volumétrica.

6.1 Arquitetura do RTV

O delineamento do RTV seguiu algumas regras de projeto que permitissem a independência do RTV da plataforma de execução.

O RTV foi desenvolvido inteiramente na linguagem "C", seguindo-se o estilo proposto por Kernighan & Ritchie.

Na versão atual, o RTV consta de um conjunto de utilitários que se utilizam de uma biblioteca de funções do RTV sobre o X-Window e o sistema operacional UNIX.

A preocupação básica foi o desenvolvimento de um sistema portátil para redes heterogêneas de computadores, normalmente encontradas numa instalação hospitalar.

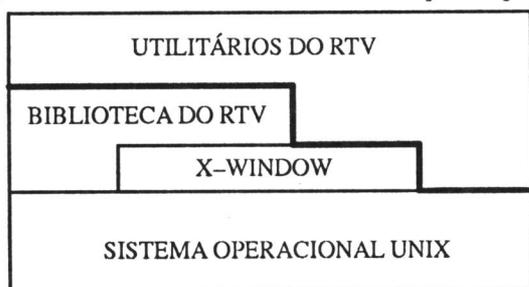


Figura 13 – Organização do RTV

7 Situação Atual e Trabalhos Futuros

Atualmente, o RTV encontra-se na versão 1.0. Aproximadamente 15.000 linhas de código foram geradas para a implementação do projeto, existindo versões do RTV instaladas em estações Silicon Graphics, SUN e Apollo, além de um supercomputador paralelo KSR-1 (Kendall Square) [GRAN93].

Vários utilitários foram desenvolvidos para a conversão dos formatos existentes nos tomógrafos comerciais para o formato do RTV. Basicamente, foram desenvolvidos utilitários para os aparelhos de ressonância magnética, tomografia computadorizada e SPECT do HC-FMUSP (Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP).

Utilitários foram desenvolvidos para a realização da classificação e atribuição de parâmetros de visualização como posicionamento do observador, disposição de fontes de luz e determinação das janelas de visualização.

Uma equipe experimental de médicos do depto. de Cirurgia Clínica do HC-FMUSP está utilizando o RTV para estudo de mal-formações ano-retais congênitas, cujo objetivo principal é o desenvolvimento de um atlas tridimensional anatômico desta patologia.

Foram também iniciados outros trabalhos como o desenvolvimento de ferramentas de segmentação de imagens fornecidas por ressonância magnética e a paralelização do RTV em superestações gráficas como a Silicon Graphics SGI-4D/480 VGX (para o aumento da interatividade com suas ferramentas).

8 Resultados

Para que se possa avaliar os resultados até o presente momento, apresentamos algumas fotografias de imagens produzidas com o RTV.

- **Imagem 1 (#):**
Esta imagem foi gerada a partir de um exame de ressonância magnética de 128x128x60 de um paciente adulto. A resolução é de 512x486. Neste caso, o método de interpolação é o vizinho mais próximo.
- **Imagem 2 (#):**
Neste caso, utilizou-se o método de interpolação trilinear, para o mesmo volume e resolução da imagem anterior.
- **Imagem 3 (#):**
Nesta imagem foi aplicado o volume de máscara, fazendo-se um corte sobre os globos oculares do paciente.
- **Imagem 4 (#):**
Nesta imagem foi aplicado o volume de máscara, fazendo-se um corte transversal sobre a cabeça do paciente. Várias estruturas como traquéia, fossas nasais e cérebro podem ser visualizadas tridimensionalmente.
- **Imagem 5 (*):**
Esta imagem apresenta a interface de usuário para a classificação dos volumes. O respectivo histograma é apresentado, sobre o qual curvas RGBO são traçadas.
- **Imagem 6 (*):**
São apresentados as várias fatias de ressonância magnética de uma paciente de 18 meses com malformação ano-retal.
- **Imagem 7 (*):**
A partir dos slices, foi visualizada a paciente com uma resolução de 512x486. O volume de entrada é de 128x128x36. Nota-se, neste caso, várias texturas e estruturas tridimensionais como a cicatriz da colostomia feita pela paciente, pouco identificada nas fatias.
- **Imagem 8 (*):**
Nesta imagem foram aplicados os conceitos de visibilidade e uso de múltiplas classificações apresentados no item 5 deste artigo.
- **Imagem 9 (*):**
Nesta imagem é apresentada a interface de usuário para a atribuição de parâmetros de visibilidade como orientação do observador e planos de corte. Juntamente, são apresentadas algumas imagens geradas com os

dados escolhidos a partir da manipulação da interface. As imagens têm resolução 200x200 e foram geradas a partir de exame de ressonância magnética de 128x128x54.

- **Imagem 10 (#)**

Imagem gerada a partir de uma tomografia computadorizada (CT) do corpo de um cão. O volume de entrada é de 128x128x197. Neste caso, são apresentadas as facilidades de transparência do RTV.

(*) volumes fornecidos pelo HC-FMUSP

(#) volumes fornecidos pelo Prof. Eric Hoffman, U. IOWA

9 Agradecimentos

Agradecemos aos integrantes do Grupo de Computação Gráfica do LSI-USP que contribuíram para a execução e desenvolvimento deste projeto.

Agradecemos ao Dr. Marcelo A. Marotti da Disciplina de Cirurgia Pediátrica do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina USP pelas suas contribuições na definição da interface de usuário do RTV e pelos dados de ressonância magnética obtidos junto ao Serviço de Ressonância Magnética do Departamento de Radiologia da Faculdade de Medicina da USP.

Agradecemos ao Prof. Eric Hoffmann do Departamento de Radiologia da Universidade de Iowa pela autorização de utilização de seus dados de ressonância magnética e de CT.

10 Referências Bibliográficas

- [DREB88] DREBIN, R.; CARPENTER, L.; HANHAN, P. Volume Rendering, *Computer Graphics*, v.22, n.4, august 1988.
- [ENGL90] ENGLAND, N. San Diego Workshop on Volume Visualization, *proceedings*, *Computer Graphics*, v.24, n.5 november 1990.
- [ELVI91] ELVINS, T. T. *Volume visualization*. Eurographics UK Chapter. Tutorial. University of Leeds. 1991.
- [ELVI92] ELVINS, T. T. A Survey of Algorithms for Volume Visualization, *Computer Graphics*, v.26, n.3, august 1992, 194-201
- [FALC92] FALCÃO, A. X.; LOTUFO, R. A.; GONÇALVES, R. J. Visualização de Volumes Aplicada à Área Médica. *Anais do SIBGRAPI'92*, nov. 1992, p. 125-134.
- [GRAN93] GRANT, A.; ZUFFO, M. K. Approaches to Direct Volume Rendering. *Proceedings. Parallel Processing for Graphics & Scientific Visualization*, 25 may, 1993, University of Edinburg.
- [LEVO90a] LEVOY, M. Volume Rendering - A Hybrid Ray Tracer for Rendering Polygons and Volume Data, *IEEE Computer Graphics and Applications*, v.10, n.2, march 1990, 33-40
- [LEVO90b] LEVOY, M. Efficient Ray Tracing of Volume Data, *ACM Transactions on Graphics*, v.9, n.3, july 1990, p.245-261.
- [LORE87] LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching Cubes: A High Resolution 3S surface Reconstruction Algorithm. *Computer Graphics*, v.21, n.4, july 1987. p.163-169
- [SIGG91] SIGGRAPH 1991 *Course notes State of Art on Volume Visualization*. 18th International Conference On Computer Graphics and Interactive Techniques. Course Notes. ago 1991. Las Vegas.
- [SIGG92] SIGGRAPH 1992 *Course notes 3D visualization on medicine*. 18th International Conference On Computer Graphics and Interactive Techniques. Course Notes. ago 1991. Las Vegas.
- [SPEE91] SPEER, R. L. *A cross indexed guide to the ray-tracing literature*. *Computer Graphics Forum*. n.10 1991. p. 145-174.
- [TROU87] TROUSSET, Y.; SCHMITT, F. Active ray-tracing for 3D medical imaging. *EUROGRAPHICS Proceedings*. 1987.
- [TUY84] TUY, H. K.; TUY, L. Direct 2D display of 3D Objects, *IEEE Computer Graphics And Applications*, v.4, n.10, october 1984, p.29-33.
- [UNDR92] UNDRILL, P. E. et alii Integrated presentation of 3D data derived from multi-sensor imagery and anatomical atlases using a parallel processing system, *Proceedings, SPIE v. 1653 Image Capture, Formatting and Display*, 1992.
- [WEST91] WESTOVER, L. SPLATTING A Parallel, Feed-Forward Volume Rendering Algorithm, *PhD Thesys*, University of North Carolina at Chapel Hill, 1991 TR91-029.
- [WHIT80] WHITED, T. An improved illumination model for shaded display. *Communications of ACM*. v. 23. n. 6. june 1980.



Imagem 1



Imagem 2



Imagem 3

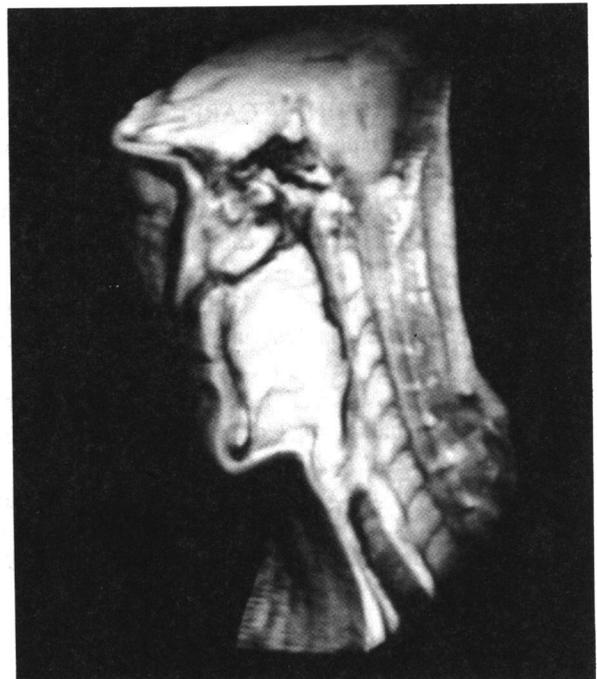


Imagem 4

Figuras a cores no final, a partir da página 349

Imagem 5

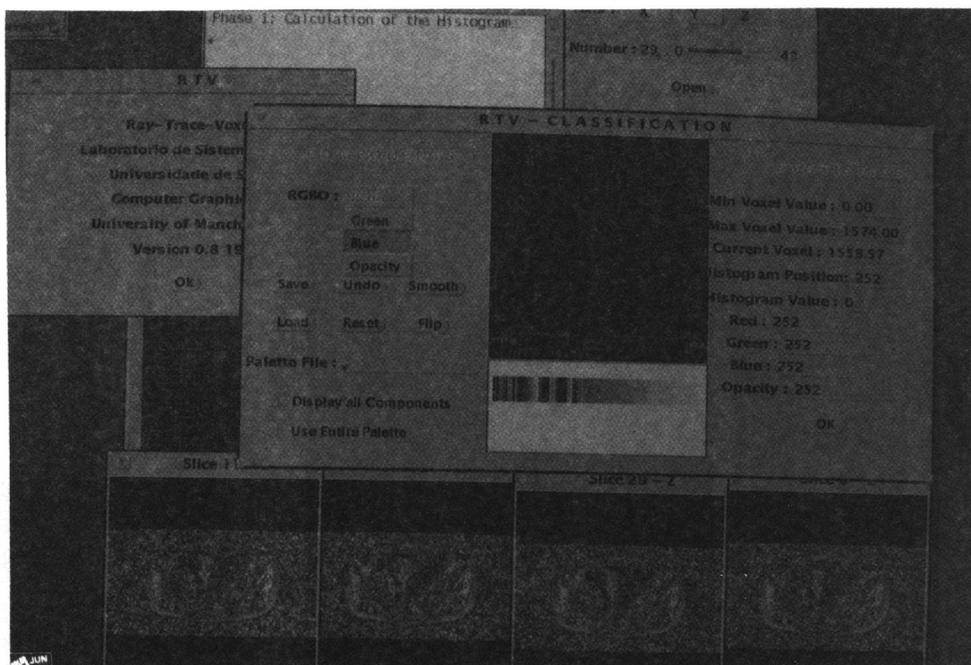


Imagem 6

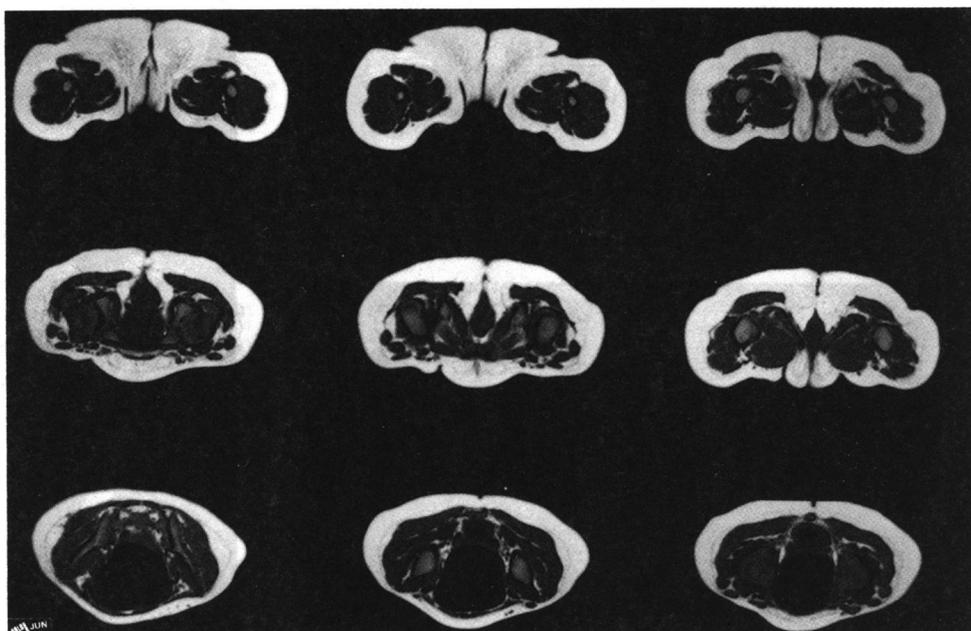
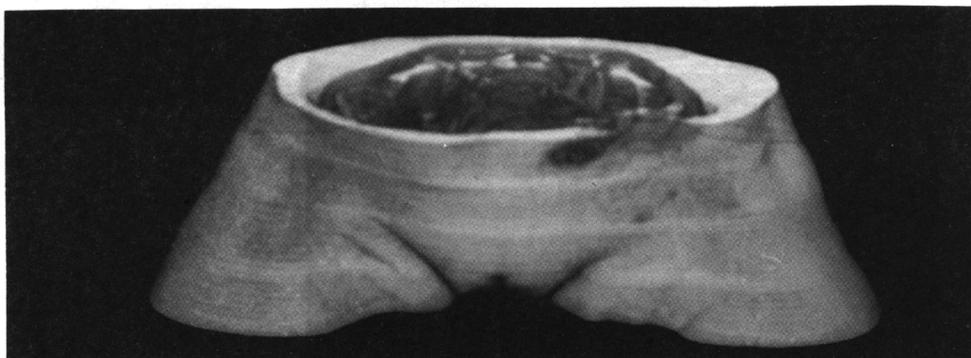


Imagem 7



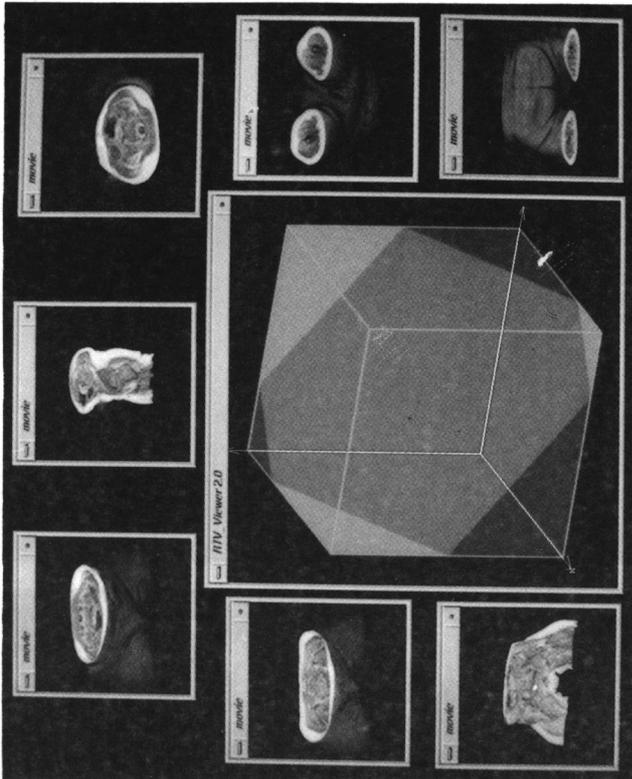


Imagem 9

Imagem 10



Imagem 8

