

Um Sistema Completo de Visualização de Imagens Médicas

ALEXANDRE RODRIGUES COSTA^{1,2}
 PAULO HENRIQUE COELHO COSTA¹
 ANTÔNIO CASTELO FILHO²

¹Hospital do Aparelho Locomotor Sarah Kubitschek
 Informática Médica
 arcosta@hal02.sarah.br
 phccosta@hal02.sarah.br

²Universidade de São Paulo
 Instituto de Ciências Matemáticas de São Carlos
 Departamento de Ciências da Computação e Estatística
 arcosta@icmsc.sc.usp.br
 castelo@icmsc.sc.usp.br

Abstract. This paper describes a complete Medical Imaging Visualization System, from the image acquisition to its diagnostic by the physician. The three-dimensional visualization module will use voxel and Octree data structures, whose is detailed in this text. The system yet can be used as part of a *PACS* (Picture Archiving Communications System).

1 - Introdução

A Medicina é, talvez, uma das ciências que mais tem se beneficiado com o avanço das tecnologias e da Informática. O início foi a invenção dos Raios-X, em 1895, pelo físico alemão Wilhelm Roentgen, que possibilitou a visualização da anatomia interna do homem sem a necessidade de cirurgias, que são invasivas e arriscadas. Hoje já falamos em aquisição direta de imagens em três dimensões pelos equipamentos de tomografia, ou em visualização do campo magnético [Costa (1993)].

Tudo isso não seria possível sem o avanço das técnicas de Computação Gráfica e Processamento de Imagens. A Visualização de imagens médicas em duas e três dimensões oferece a oportunidade de melhor entender e coletar informações para diagnóstico e terapia pelos profissionais da área. Ainda, a visualização é valiosa e atraente para estudantes e pesquisadores, fazendo com que caminhem por dentro do corpo humano sem que este seja violado. Infelizmente para o profissional, nenhum método completamente satisfatório de visualização de imagens médicas ainda existe [Toennies-Tronnier (1990)].

Este trabalho apresenta estudos desenvolvidos na área de imagens médicas, com enfoques na visualização e diagnósticos de imagens oriundas de equipamentos de tomografia, através de um pacote completo, em desenvolvimento, de visualização em duas e três dimensões de imagens médicas. Ainda é dado enfoque à disponibilização dessas imagens em Rede de Computadores, fazendo com que, de qualquer ponto de

rede, um profissional possa fazer a análise e diagnóstico da imagem.

2 - Um Sistema completo de Tomografia Computadorizada

Um sistema completo de captação e visualização de imagens médicas é composto basicamente pelos seguintes módulos [Tachinardi (1993)] (figura 1):

■ SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS

A aquisição de imagens médicas normalmente requer a transformação de um processo físico ou sinal elétrico, que por sua vez é digitalizado por um periférico conhecido por *Conversor Analógico-Digital*. Atualmente existem à disposição da Medicina inúmeros equipamentos de aquisição de imagens.

■ TRATAMENTO DE IMAGENS

As imagens adquiridas talvez necessitem de operações de tratamento, tais como filtragem, realce ou normalização. Normalmente elas são realizadas pelo próprio equipamento de tomografia, mas também podem ser feitas via *software* independente, utilizando operações de *convolução*. A *convolução* é uma operação local consistindo na substituição do valor de um ponto com o valor obtido através de uma operação linear do ponto e seus vizinhos, sendo que é atribuído "pesos" aos vizinhos e ao ponto. Estes pesos são colocados em uma matriz, usualmente de dimensão pequena, chamada de *mascara*. Outros exemplo de operações que podem ser realizadas nesta etapa são a reconstrução, detecção de bordo, recorte, etc.



Figura 1 - Etapas de um sistema completo de Tomografia Computadorizada.

■ INTERPOLAÇÃO

O espaçamento entre as fatias adquiridas normalmente é diferente da distância entre os *pixels* na imagem, nos dando noção de um volume pequeno, ou causando outras distorções de visualização. Portanto, para formar um volume contínuo das imagens esparsas, além do empilhamento das fatias adquiridas, é necessário gerar novas fatias intermediárias para preencher os espaços entre elas. Os valores de densidade dos *pixels* intermediários são estimados por calcular uma média linear dos valores de densidade dos *pixels* encontrados nas fatias vizinhas originais. Três abordagens tem sido largamente usadas [Stytz (1991)]: interpolação do vizinho mais próximo, interpolação trilinear e interpolação por *Splines*. A interpolação do vizinho mais próximo estima o valor da densidade usando o valor dos *pixels* de mesma posição das duas fatias vizinhas, enquanto que a interpolação trilinear estima o valor de densidade tomando uma média dos oito *voxels* mais próximos do novo a ser gerado. A estimativa através da interpolação de paramétricas *Splines* [Farin (1990)] é feita por calcular os demais pontos que perfazem a curva polinomial cujos coeficientes são as posições relativas dos *pixels* com mesma densidade da imagem.

■ SEGMENTAÇÃO

A Segmentação é uma etapa não obrigatória neste processo completo de TC, mas de extrema importância no diagnóstico preciso. Ela consiste na extração de um objeto (ou superfície) de interesse de uma cena. A forma mais comum de segmentação é o *thresholding*, pelo fato de que esta segmentação funciona bem em imagens obtidas de tomógrafos por Raios-X, também bastante comum no meio comercial. A segmentação de imagens por *thresholding* é a técnica de localizar regiões em uma cena que tem mesmas

propriedades. O objetivo deste método é formar uma cena binária, atribuindo a todos os *pixels* dentro do objeto de interesse o valor de 1, e a todos os outros o valor de 0, da seguinte forma: o usuário indica uma faixa de densidade de valores de *pixels* que englobe a faixa de valores de densidade de *pixels* do objeto a ser selecionado [Stytz (1991)].

Ossos mostram níveis de cinza bem característicos, portanto a segmentação por *thresholding* é eficiente em imagens de Raios-X. É muito difícil extrair a superfície de objetos com tecido mole, como cérebro ou músculos, pois o contraste entre estes objetos é pobre [Bomans (1990)]. Em imagens por Ressonância Magnética o contraste entre estes diferentes tecidos é muito maior que em imagens por Raios-X, mas não existe uma correspondência única entre faixas de níveis de cinza e diferentes tecidos, conseqüentemente *thresholding* não é indicado para imagens obtidas por Ressonância Magnética. Devemos aplicar um operador de detecção de bordo para encontrar as superfícies nas imagens em 3D.

■ VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS

No processo de visualização de imagens médicas vários fatores devem ser ressaltados, como a resolução espacial e a profundidade dos *pixels*. Uma imagem de Raios-X convencional digitalizada deve apresentar 2048x2048 *pixels* de resolução com 12 bits de profundidade, enquanto que uma imagem típica de Ressonância Magnética apresenta-se com 256x256 com 8 bits de profundidade. Outros aspectos são a proporcionalidade das imagens, e a resolução temporal (no caso de imagens dinâmicas). Dentre as principais técnicas de visualização destacam-se a visualização por fatias, a visualização baseada em superfícies e a visualização de volumes.

VISUALIZAÇÃO DE FATIAS

Esta técnica é a mais simples de ser implementada, e é a mais utilizada em tomógrafos comerciais. Sua grande desvantagem vem do fato do usuário não ter uma noção volumétrica das imagens, podendo acarretar em possíveis erros na sua interpretação. As figuras no apêndice apresentam exemplos deste tipo de visualização.

VISUALIZAÇÃO DE VOLUMES

A visualização de imagens médicas por volumes comumente utiliza dois esquemas de representação: Enumeração Exaustiva (visualização por *voxels*) e *Octree*, que são modelos de decomposição, e Visualização por Superfície.

I-Visualização por *Voxels*

Os dados gerados por tomógrafos, ou consistem de uma seqüência de fatias 2D, que serão empilhadas

para formar o volume de dados (figura 2), ou mesmo produzem um volume por meio do que é chamado *Aquisição Direta* de volumes.

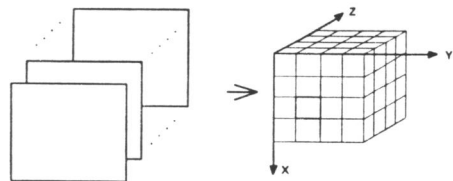


Figura 2 - Seqüência de fatias produzindo um volume de dados tridimensional.

O volume contendo os dados da imagem deve ser projetado em um plano de visão para sua apresentação ao usuário. Portanto, uma projeção é necessária, consistindo na identificação dos *voxels* pertencentes a superfície do objeto de interesse no volume de dados da imagem. Isto pode ser feito pelo método de *Ray-Casting* (traçado de raios) [Levoy (1988)], onde para cada *pixel* do plano de visão é lançado um raio em direção ao volume de dados, penetrando-o até encontrar o primeiro *voxel* pertencente ao objeto de interesse. Para garantir uma visualização de qualquer ângulo escolhido pelo usuário, transformações geométricas (rotação e translação) podem ser aplicadas ao plano de visão ou ao volume de dados da imagem. Porém, é mais rápido computacionalmente fazer transformações somente ao plano de visão do que em todo o volume de dados.

II-Visualização por *Octree*

Octrees [Samet (1984), Samet (1990)] são uma variante hierárquica da Enumeração Exaustiva, projetada para suprir a deficiência de requisitos excessivos de armazenamento desta abordagem, portanto eficiente para um volume de dados com atributos iguais (nível de cinza, por exemplo), como no caso de imagens segmentadas. A região *Octree* é baseada na subdivisão recursiva da imagem em oito octantes de igual tamanho. O nó raiz corresponde à imagem por completo; os filhos de um nó subdividido representam os octantes denominados 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6 e 7; os nós folhas correspondem aqueles blocos nos quais nenhuma subdivisão adicional é necessária. Um nó folha é denominado *preto* ou *branco* dependendo de seu correspondente bloco estar inteiramente dentro ou inteiramente fora da região representada. Todo nó não folha é denominado *cinza*. A figura 3 ilustra um exemplo de representação de dados usando a estrutura *Octree*.

III-Visualização por Superfícies

Neste tipo de visualização, os elementos são representados por seus pontos de bordo, resultando em uma representação do tipo *Boundary-Representation (B-Rep)*, ou uma triangulação da superfície.

Uma representação por fronteira (ou superfície) de imagens médicas tem a clara vantagem de ser mais eficiente considerando armazenamento e (algumas vezes) tempo computacional, uma vez que o objeto pode, a princípio, ser descrito por poucas superfícies, ao invés de muitos elementos de volumes. Entretanto como estamos recebendo como entrada um vetor tridimensional (imagens 3D capturadas por tomografia) fica trivial a utilização da Enumeração Exaustiva (Representação por *voxels*), ou sua conversão para *Octree*, além do fato de que algumas operações fundamentais para estas aplicações, como por exemplo os cálculos de área e volume, translações, rotações e ampliações, são rápidas computacionalmente utilizando uma representação por decomposição celular.

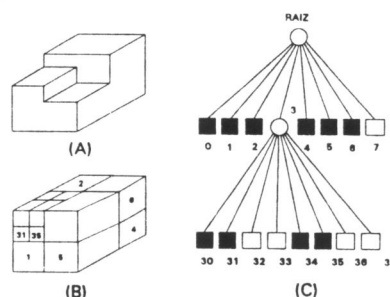


Figura 3 - Um exemplo de um objeto tridimensional (a); sua decomposição em blocos (b), e sua representação em árvore (c).

Para facilitar a análise das imagens é ainda desejável que esteja a disposição do usuário um conjunto completo de operações e transformações, tais como ampliação, controle de contraste e brilho, operações booleanas entre imagens, iluminação e transparência, rotação, translação, corte em planos escolhidos pelo observador, efeito visual de Raios-X e cálculos de volume e área.

■ PROCESSAMENTO DE IMAGENS

As operações de Processamento de Imagens (PI) deste tópico se assemelham bastante com às do Tratamento de Imagens, a diferença é que, neste último, o PI é aplicado na melhoria da qualidade das imagens adquiridas, enquanto que este tópico focaliza a extração de parâmetros e a geração de imagens criadas a partir de outras transformações das originais. As técnicas de filtragem e convolução ainda continuam sendo usadas.

■ ARMAZENAMENTO e RECUPERAÇÃO, COMPRESSÃO e TRANSMISSÃO DE IMAGENS

Todo sistema de computação normalmente realiza funções de gerência de arquivos. No caso de imagens médicas, estas precisam ser arquivadas para posterior utilização, indexadas para permitir sua rápida

recuperação e transmitidas para chegar até o usuário. A peculiaridade das imagens é o tamanho do arquivo, fazendo com que as técnicas de compressão de dados e as redes de computadores se tornem requisitos importantes no campo da Medicina. Os PACS (*Pictures Archiving and Communication System*) são os sistemas dedicados às tarefas deste tópico. Os principais componentes de um PACS são apresentados na figura 4 [Carroll (1993)]. Eles incluem os Sistemas de Aquisição de Imagens (CT, MRI, etc.), Sistema de Arquivamento de Imagens, as *Workstations* (estações de trabalho médicas), um Computador Controlador Principal, impressoras e a Rede Física Local (*LAN*). Primeiro os dispositivos de aquisição enviam suas imagens para o Computador Controlador que armazena as imagens (para posterior recuperação) em fitas, discos magnéticos ou discos ópticos. Essas imagens também podem ser impressas em filmes ou impressoras *laser*, por exemplo, e, obviamente, serem visualizadas por usuários em *Workstations*. E aí entra o papel da rede de computadores e das técnicas de compressão. Existem dois tipos básicos de técnicas de compressão: com perda e sem perda. Há uma impressão geral que imagens médicas não podem ser comprimidas por algoritmos com perda, mas na verdade muitas destas imagens apresentam níveis altos de ruído, que podem ser excluídos no processo de compressão. O que devem ser procurados são técnicas de compressão não-destrutivas, ou seja, que preservem as características diagnósticas da imagem.

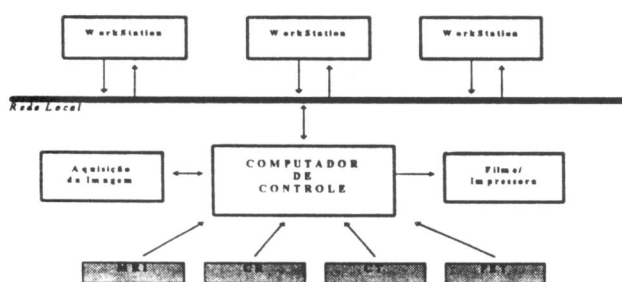


Figura 4 - Os componentes essenciais a um PACS

Os PACS podem facilitar a transmissão de imagens dentro do departamento de Radiologia, para os vários setores de um hospital, ou mesmo para fora dele. Tais transmissões são efetuadas usando *LANs* ou, se os dados são transferidos para outro prédio da instituição ou para uma localidade remota, redes de longa distância (*WANs*). Portanto, o bom funcionamento de um PACS depende de um ótimo desempenho da Rede de Computadores. Obviamente, um protocolo de rede de computadores seria utilizado para gerenciar as regras de transferência de informações entre os computadores. O conjunto de protocolos comumente chamado TCP/IP [Black (1992)] tem sido implementado em ambas *LANs*

e *WANs*, e tem se mostrado bastante adequado para este fim, por sua capacidade de interligar sistemas heterogêneos, simplicidade e, por ser um protocolo de origem acadêmica, é aberto e com bastante literatura no mercado disponível para sua implementação e programação.

Dois pontos são ainda de extrema importância neste tipo de sistema: (a) a interface com os Sistemas de Informações existentes no hospital, fazendo com que as imagens e os textos relacionados ao paciente sejam integrados, e (b) as estações de trabalho (*Workstations*) onde o usuário final terá acesso às informações. Um computador com alta resolução gráfica e uma interface amigável ao usuário é recomendado como *Workstation* para trabalhos médicos.

5 - Implementação

Objetivou-se a construção de um sistema aberto e com bastante facilidade de uso. O sistema está sendo desenvolvido em uma máquina PC-486 compatível, com sistema operacional LINUX (*UNIX-Like*) como servidor de imagens, e está sendo transportado para uma estação Sun, que será o servidor em definitivo; as estações de trabalho cliente são PC compatíveis. O servidor está sendo implementado em linguagem C e utiliza o sistema de janelas *X-View*. Os programas clientes estão sendo feitos em C++ e Visual Basic, com interface gráfica *Windows*. O módulo de transferência de imagens entre clientes e servidor, que está sendo feito sobre TCP/IP.

6 - Conclusões

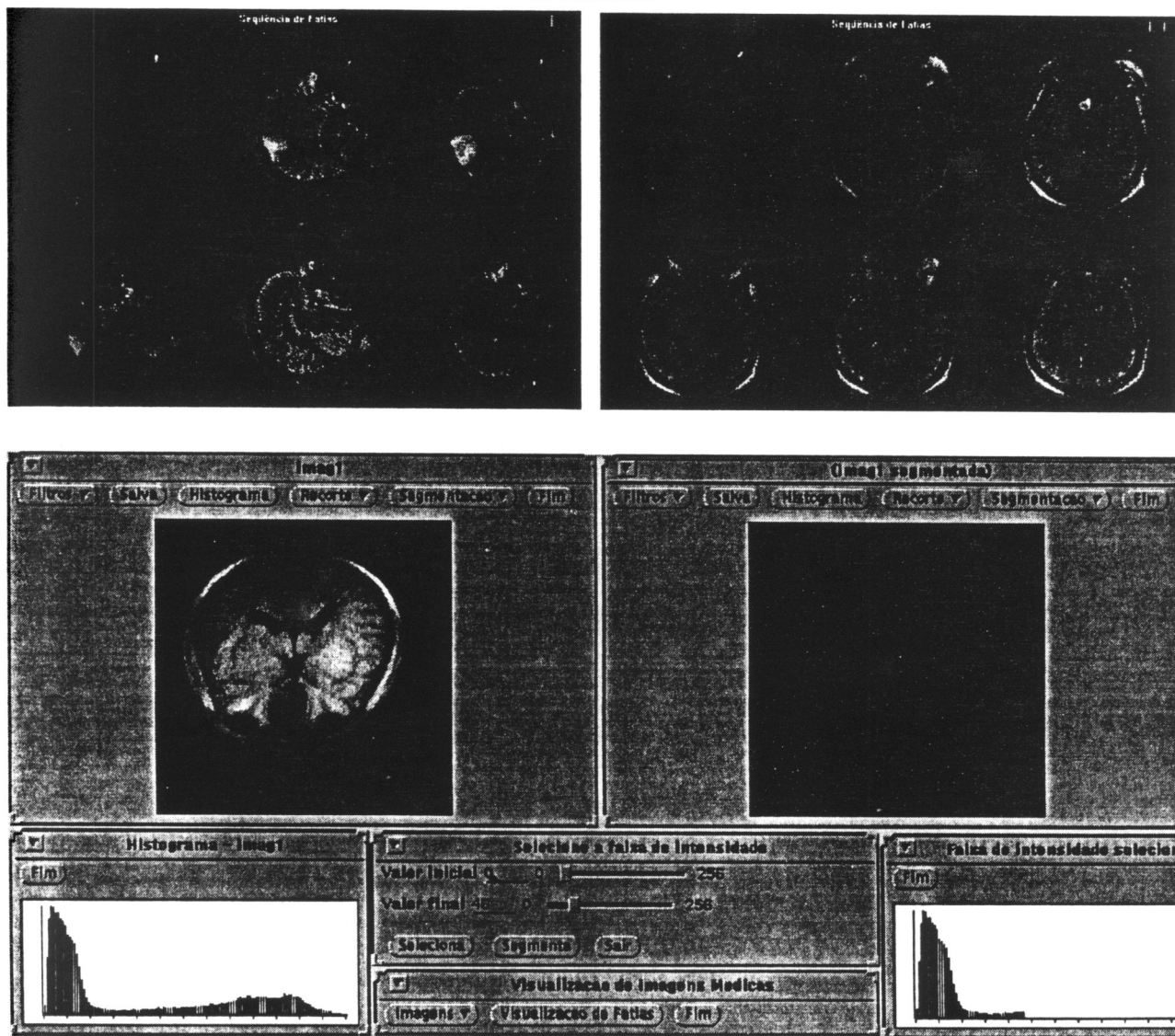
O principal objetivo deste sistema é possibilitar que profissionais da área médica visualizem imagens de tomografia e ressonância magnética em duas e três dimensões de qualquer ponto de uma rede onde se tenha uma estação médica de trabalho, onde possa analisar e fazer seu diagnóstico. Para tanto, um conjunto completo de operações e transformações está disponível para o usuário manipular sua imagem. Técnicas de Computação Gráfica, Processamento de Imagens e Redes de Computadores foram e estão sendo utilizadas para a implementação do sistema, que conta ainda com a multidisciplinaridade - profissionais de várias áreas da Medicina e de Ciências da Computação estão juntos na conclusão do projeto.

7 - Referências Bibliográficas

- Black, U., *TCP/IP and Related Protocols*, Mc-Graw Hill, Inc., 1992.
- Bomans, M. et al., "3-D Segmentation of MR Images of the Head for 3-D Display", *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol.9, No.2, June 1990.
- Carroll, Q.B., *Fuchs's Radiographic Exposure, Processing and Quality Control*, Charles C. Thomas Publisher, 1993.

- Costa, A.R., "Sistema de Visualização Octree Linear", *Mini-dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre no ICMSC-USP*, Outubro 1993.
- Farin, G., *Curves and Surfaces for Computer Aided Geometry Design*, Third Edition, Academic Press, 1990.
- Levoy, M., "Display of Surfaces from Volume Data", *IEEE Computer Graphics and Application*, Vol.8, Num.3, pp.29-37, May 1988.
- Samet, H., "The Quadtree and Related Hierarchical Data Structures", *ACM Computing Surveys*, Vol.16, Num.2, pp.187-260, June 1984.
- Samet, H., *The Design and Analysis of Spatial Data Structures*, Addison-Wesley Pub. Company, 1990.
- Stytz, M.R. et al., "Three-Dimensional Medical Imaging: Algorithms and Computer Systems", *ACM Computer Surveys*, Vol.23, No.4, December 1991.
- Tachinardi, U., "O Papel da Computação Gráfica no Diagnóstico por Imagens", *Anais do CICOMGRAF - Compugraphics '93*, São Paulo, Abril 1993.
- Toennies, K.D., Tronnier, U., "3D Modelling using an Extended Cell Enumeration Representation", *Computer Graphics*, Vol.24, Num.5, pp.13-20, 105-106, November 1990.

APÊNDICE



Imagens de fatias da cabeça de um paciente (programa cliente) e exemplo de uma segmentação por *thresholding* (no servidor), onde aparecem os histogramas das imagens e a faixa de densidade selecionada

