

Artigo Original

recebido: 21/05/1999 e aceito em 13/04/2000

**Método de superfície na
visualização 3D da dissecação
do crânio humano**

*A surface method for visualising the
3D dissection of the human skull*

Resumo

Para simular a dissecação do crânio humano e acelerar o processo de visualização 3D foi desenvolvido um método baseado em reconstrução de superfície, flexível quanto a complexidade e natureza do objeto a ser reconstruído - estruturas anatômicas ou histológicas, bem como quanto a aplicação - planejamento cirúrgico, sistemas tutoriais etc. Na avaliação do método, além de objetos geométricos convexos e côncavos, foram utilizadas 225 imagens (587x341 pixels) de Tomografia Computadorizada do crânio do *Visible Human*, com distância de 1 mm entre cortes, formando 102.620 faces triangulares. O método proposto consiste em se criar *Unidades Espaciais*, que dividem o espaço em regiões de igual volume e permitem organizar as faces segundo características comuns, como posição espacial e normal à face. A partir da informação sobre o(s) plano(s) de dissecação (qualquer inclinação) e do lado a ser retirado, as faces são classificadas em *dissecadas*, *mantidas* e *atravessadas*, até que não mais existam faces *atravessadas*, utilizando portanto uma abordagem *divide and conquer*. Assim, obtêm-se um conjunto de arestas criadas pela dissecação que formam o contorno da superfície de dissecação. Para mais que um plano de dissecação, as operações lógicas "E" e "OU" são empregadas. Os resultados, utilizando o crânio humano e mandíbula, mostram que o método de Visualização de Superfície proposto possibilita a exploração do interior, através da simulação de dissecação por planos, o que geralmente só é atribuído aos métodos de Visualização de Volume. A implementação deste método em microcomputador, equipamento reconhecidamente não sofisticado, indica a potencialidade de seu uso em sistemas interativos, por exemplo, para o ensino da anatomia.

Palavras-chave: Dissecação Anatômica, Visualização 3D de Superfícies, Crânio Humano, *Visible Human*, Computação Gráfica.

A. Klemt

Consultório, Rua Pajurá 128,
CEP 22740-210 Taquara, R.J.
e-mail: klemt@ieee.org

A.F.C. Infantosi

Professor Titular
Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ
e-mail: afci@peb.ufrj.br

Abstract

For visualising the 3D dissection of the human skull and accelerating its processing, a novel method based on surface visualisation was developed. This is a general-purpose procedure, as regards the complexity and nature of the objects to be reconstructed, which could include anatomical or histological structures, and its application, surgical planning, tutorial systems etc. After tests with convex and concave geometrical objects, the validation of this method was carried out using 225 computerised tomography images (587 x 341 pixels) from the skull of the

Visible Human data set, with 1 mm distance between slices, from which 102.620 triangular faces were defined. The method proposed consists of dividing the space into regions of equal volume - Space Units, according to which the faces are organised by position and surface normals (SUN). To accelerate the visualisation process a priori knowledge of the gradient of faces is considered by clustering them according to their SUNs during the pre-processing phase. For uniform geometrical objects, an average reduction of 33% in reading faces and 66% in testing visibility is achieved. In accordance with the dissection plane(s) of any inclination, and the side to be dissected, the faces are classified in a divide-and-conquer approach into dissected, maintained and cut, until there are no more divided faces, as the edges creates form the contour of the dissection surface. If more than one dissection plane is required the Boolean operators "AND" and "OR" should be used. For the human skull and jaw, the proposed Surface Visualisation method permits to explore the interior of these structures by simulating the dissection using any cutting plane, a facility usually only available with Volume Visualisation methods. This novel method was implemented on a microcomputer, thus suggesting its potential use in an interactive environment, such as in tutorial systems.

Keywords: Anatomic Dissection, Human Skull, Visible Human, 3D Visualisation, Surface Rendering, Volume Rendering, Computer Graphics.

Introdução

A Anatomia Humana é uma das disciplinas básicas no ensino das Ciências da Saúde, sendo até mesmo para o médico uma necessidade freqüente a consulta à livros textos ou atlas de anatomia (Dev, 1999a, 1999b). O conhecimento da anatomia é tão fundamental que muitos livros de medicina, apesar de específicos, apresentam revisão desta matéria, tais como o livro de semiologia de Porto (1990), que recapitula a divisão da superfície corporal em regiões, e o de fisiologia de Guyton (1989) que descreve a maior parte da neuroanatomia, essencial ao entendimento da fisiologia do sistema nervoso.

Tradicionalmente, o estudante e/ou profissional da área de saúde dispõe de três diferentes meios de estudo individual da anatomia: livros texto, atlas e cadáveres. Os primeiros, consistem fundamentalmente de textos descrevendo as estruturas anatômicas e suas interrelações, referenciando-as, com certa freqüência, a ilustrações, sendo em geral difícil para o leitor imaginar as complexas relações tridimensionais da anatomia, importante para o correto entendimento do problema. A maioria dos atlas é composta de uma coleção de desenhos e/ou fotografias de peças reais dissecadas, enfocando os principais detalhes da anatomia, representando cada ilustração a síntese do conhecimento do desenhista especializado e, portanto, podendo resultar em abstrações das principais regiões e órgãos. Nestes, além de texto explicativo sobre as

ilustrações, podem ser encontradas tabelas agrupando atributos comuns de estruturas anatômicas. Em ambos os tipos de publicação, deve-se salientar a natureza estática e limitada das ilustrações; não sendo possível a representação de todos os ângulos de vista, nestes meios de aprendizado.

De enorme importância nas aulas práticas e no estudo individual, os cadáveres representam a própria "matéria real" do estudo e, portanto, permitem um melhor desenvolvimento da percepção tridimensional. Contudo, existem restrições quanto a sua utilização, desde a necessidade de guarda em ambiente e condições especiais até a dificuldade de aquisição, sendo o número de corpos disponíveis, freqüentemente, menor que o necessário. A prática da dissecação de cadáveres representa um importante aspecto no estudo da anatomia, na qual o estudante, ao assimilar as relações tridimensionais, treina a habilidade manual e a percepção tátil, características fundamentais para a cirurgia e mesmo para outras especialidades médicas (por exemplo para realização de punções). Devido a falta de peças, a prática da dissecação tem se tornado freqüentemente uma tarefa de grupo, não permitindo a experiência individual. Além dessa limitação, a dissecação pode estar restrita a um único membro ou órgão do cadáver, não havendo a possibilidade de um treinamento mais abrangente.

Alternativamente a prática da dissecação, é usual a observação de estruturas já devidamente dissecadas e assinaladas. O aprendizado da anatomia pode, entretanto, ser dificultado devido a inúmeros fatores, tais como o anatômico não estar disponível ou não existir nenhuma peça já dissecada adequadamente para o estudo desejado, ou ainda, apesar da peça ser adequada, esta pode ter sido danificada pela freqüente manipulação. Mesmo em condições ideais, conforme apontado por Laxminarayan *et al.* (1992), não se pode garantir que todas as variantes anatômicas comuns e anormalidades estejam presentes. Finalmente, para os médicos que desejam se reciclar, as limitações são ainda maiores, principalmente, devido a dificuldade de acesso ao anatômico.

Modelos tridimensionais de estruturas anatômicas têm sido empregados como ferramenta de auxílio ao ensino da anatomia, tendo a primeira vez ocorrido em 1883, quando Born, técnico do laboratório do anatomista Wilhelm His, idealizou a reconstrução anatômica em cera (Mandarim-de-Lacerda, 1995). Modelos anatômicos são, entretanto, difíceis de serem reconstruídos, seja em cera ou através do computador. Raramente a superfície de um órgão é lisa e retilínea

como nos objetos assim criados e/ou representados num sistemas de CAD (*Computer Aided Design*). Além da “arquitetura” irregular do corpo, há sempre uma diferença individual na organização das estruturas anatômicas; sendo que a variação pode ser sutil, com restrita importância médica (por exemplo na disposição das veias superficiais do membro superior), ou importante e extraordinariamente relevante (como na dextraposição cardíaca).

O computador tem sido intensivamente utilizado em medicina. Concomitantemente com a evolução tecnológica do hardware, novos aplicativos, cada vez mais sofisticados, têm sido desenvolvidos para o gerenciamento na área de saúde e para as diversas especialidades médicas, entre os quais sistemas de apoio ao diagnóstico e de planejamento cirúrgico (Robb *et al.*, 1996, Fishman *et al.*, 1996, Segall *et al.*, 1999) e sistemas tutoriais para o ensino da anatomia (Kidd *et al.*, 1992) e de realidade virtual (Poston *et al.*, 1996). Nos sistemas de planejamento, a visualização de estruturas anatômicas ocupa um lugar de destaque, desde uma simples exibição de imagens 2D até a reconstrução 3D por superfície ou volume. A última permite inclusive a interação (por exemplo, rotação e dissecação) com a estrutura processada, sendo computacionalmente mais intensiva que a reconstrução 3D por superfície, e portanto, geralmente, implementada em computadores de grande porte e estações de trabalho, por permitir acesso rápido a banco de dados volumosos, ter grande capacidade de memória e elevada velocidade de processamento, além de utilizar recursos gráficos sofisticados. Sistemas tutoriais, tais como o *Voxel-Man* desenvolvido por Höhne *et al.* (1992), que permite procedimentos de iluminação com transparência, simulação de dissecação, integração com base de dados, também necessitam de estações de trabalho (neste caso de, pelo menos, 96 MBytes de memória principal para tempo de processamento satisfatório; segundos para tarefa interativa de média resolução ou minutos para imagens grandes de alta resolução). Técnicas de Visualização de Superfície, tais como *marching cubes* e *dividing-cubes*, são usuais também em aplicações médicas (Tiede, 1988), inclusive na reconstrução da anatomia humana, não sendo porém empregadas na simulação de dissecação anatômica.

Este trabalho objetiva desenvolver um método que permita a dissecação - visualização 3D de estruturas internas – em um tempo de processamento adequado à aplicação desejada, acelerando inclusive o processo de visualização e, também, sendo flexível tanto na

natureza dos objetos reconstruídos, tais como estruturas anatômicas ou histológicas, quanto na aplicação, por exemplo, no planejamento cirúrgico e/ou em sistemas tutoriais (Klemt e Infantosi, 1996b).

A Visualização no Ensino da Anatomia Humana

Computadores têm sido cada vez mais utilizados no ensino em medicina, como um meio educacional que oferece inúmeros benefícios ao estudante (Kidd *et al.*, 1992). Sistemas educacionais, cada vez mais sofisticados, baseados em computador, tem sido desenvolvidos com vistas a permitir uma maior interatividade e auto-avaliação. Ainda segundo este autor, sistemas multimídia (integração de imagens, gráficos, som e animação) podem ser considerados como ferramenta adequada a sistemas tutoriais, tornando-os mais realistas. Segundo Maly *et al.* (1997) uma evolução da multimídia são as salas de aula virtuais, onde os alunos, apesar de fisicamente distantes, poderiam assistir aulas, participar de discussões em grupo e simular experimentos laboratoriais usando estações de trabalho. O custo, estação de trabalho / aluno, seria talvez o maior óbice.

Dervan (1992), ressalta que a educação médica é fortemente orientada a imagens, indicando que o ensino utilizando hipermídia por videodiscos permitiria o armazenamento de aproximadamente 35.000 imagens de alta qualidade, por exemplo, das áreas de clínica, patologia e radiologia. As vantagens de tais sistemas são, além da boa aceitação pelos estudantes, o papel ativo no aprendizado, pois as informações assim adquiridas são, geralmente, melhor retidas que fatos aprendidos passivamente. Adicionalmente, a velocidade do estudo pode ser estabelecida pelo usuário, o qual pode ainda acompanhar seu próprio progresso. Entretanto, o custo envolvido com a aquisição e manutenção do hardware, neste caso estações de trabalho, é a maior desvantagem. Cutts *et al.* (1992) também usam videodiscos, porém em microcomputadores, para o ensino de reumatologia, além de incluir questões de múltipla escolha. Mais recentemente, Wong *et alius* (1999) propuzeram um sistema tutorial de imagens radiológicas acessado via Internet.

Sistemas executáveis em microcomputador, como o BODYWORKS®, consistem de uma coleção de desenhos esquematizando as principais estruturas anatômicas com legendas em inglês. A todas as estruturas estão relacionados textos explicativos, além de curtas seqüências de animações simples. Outro sistema, disponível comercialmente para microcompu-

tadores, A.D.A.M.®, oferece, adicionalmente, dissecação, seqüência de imagens de regiões assinaladas pelo usuário, e exibição de cortes histológicos e imagens radiológicas.

Nenhum destes sistemas, mesmo aqueles implementados em estações de trabalho, permite rotação de estruturas anatômicas e nem dissecação tridimensional a critério do usuário, devido a concepção estática. O armazenamento em computador de um modelo anatômico do corpo humano possibilitaria, após o adequado processamento, a rotação e escalação de estruturas 3D e, portanto, a visualização dinâmica. Transformações geométricas com apresentação gráfica auxiliariam os usuários e aumentariam a habilidade na interpretação das relações 3D, de enorme importância nas diversas especialidades médicas (i.e. cirurgia, patologia, radioterapia). Facilidades, tais como a simulação da “retirada” e/ou “inserção” de músculos do membro inferior auxiliariam o entendimento das relações tridimensionais, como mostrado no sistema desenvolvido para microcomputadores por Cookson *et al.* (1987).

Segundo Carlbon (1994), um atlas de encéfalo pode complementar e, dentro de certos limites, até substituir os livros texto e a dissecação. Porém, Höhne *et al.* (1996) encontraram na literatura somente poucas representações digitais da anatomia (i.e. integração de base de conhecimento genérico com imagens) baseadas em modelos 3D e, além disso, não tendo o grau de realismo desejado. O *Digital Anatomist*, desenvolvido por Brinkley *et al.* (1999), consegue completar parcialmente estes requisitos ao permitir a remoção de partes inteiras do conjunto visualizado. Sistemas que permitam dissecação de estruturas são, ainda, mais difíceis de serem encontrados, talvez porque, segundo Kaufman *et al.* (1994), sistemas baseados em métodos de visualização de superfície não sejam capazes de revelar e/ou explorar o interior.

Para ampliar o escopo de métodos de visualização tem-se também os sistemas de simulação de procedimentos cirúrgicos, os quais se baseiam em métodos mais complexos (Brady *et al.*, 1998), que, conforme Cotin *et al.* (1999), retratam a realidade e facilitam a interação com estruturas médicas, como a dissecação. Segundo Patel *et al.* (1996b) e Wallin (1991), a simulação pode ser também usada como ferramenta educacional, permitindo aos estudantes a prática não-invasiva e não-destrutiva.

O atlas médico tridimensional, desenvolvido pelo Instituto de Matemática e Processamento de Dados em Medicina da Universidade de Hamburgo (*Voxel-*

Man) para estações de trabalho UNIX DECstation 5000 e 3000 e SUN SPARCstation (Höhne *et al.*, 1993, Pommert *et al.*, 1994), é provavelmente o mais abrangente sistema tutorial disponível comercialmente. Neste sistema, as informações relativas a qualquer elemento da imagem podem ser obtidas como texto e/ou imagens. Além disso, técnicas de simulação permitem o acesso a estruturas de interesse; assim, por exemplo, para a cabeça, pode-se simular o caminho de uma agulha estereotática ou uma neurocirurgia. O tempo de processamento na DECstation 5000/240 para exibição de legenda é bem menor que um segundo, porém para operações como rotação ou recorte, o tempo depende da resolução desejada. Imagens pequenas (256 x 256 pixels) precisam de aproximadamente 5 segundos, enquanto que uma imagem de alta qualidade, com 1017 x 604 pixels, necessita de cerca de 10 minutos.

Simulação e Planejamento Cirúrgico

A cirurgia, como atividade humana, utiliza a investigação visual e manual (Yagel *et al.*, 1996). Uma modalidade recente, a ‘cirurgia minimamente invasiva’, compreende técnicas cirúrgicas que usam sistemas óticos para inspecionar cavidades do corpo humano e instrumentos de pequeno porte (e.g., a videoartroscopia), e tem sido empregada na realização de procedimentos cirúrgicos.

O treinamento da habilidade cirúrgica usando cadáveres representa o ambiente ideal, entretanto sua disponibilidade reduzida e problemas éticos limitaram o seu amplo uso (Großkopf *et al.*, 1996). Por outro lado, modelos físicos apresentam desvantagens, tais como dimensões não fidedignas das estruturas anatômicas reais (e.g., no *phantom* de articulação), e constituição distinta do tecido vivo. Segundo Kalvin *et al.* (1996), na medicina, especialmente nas áreas de terapia (e.g., planejamento cirúrgico, cirurgia assistida por computador e planejamento de tratamento radioterápico), o fornecimento de modelos corretos da anatomia do paciente aos médicos é crítico. Conforme enfatizado por Patel (1996), modelos computacionais, que mimetizam, até mesmo a constituição de um objeto real, têm sido desenvolvidos para solucionar alguns problemas inerentes aos modelos físicos. A Tabela 1 compara as características de cada uma destas modelagens.

Segundo Yagel *et al.* (1996), a interação realística é fundamental em aplicações cirúrgicas, precisando tanto da visualização em tempo real de dados volumétricos (afetando substancialmente o desem-

penho do sistema), quanto da percepção do cirurgião da força realizada sobre o modelo e vice-versa (retroalimentação) e da deformação no modelo. Técnicas rápidas de registro, processamento da imagem em tempo real e visualização de volumes são cruciais em determinadas aplicações. Assim, as etapas, as vezes demoradas, de pré-processamento, atualmente usadas para registro e segmentação de imagens, não mais poderão ser aplicadas (Zuiderveld *et al.*, 1996). O tempo de processamento é também essencial para treinamento cirúrgico, planejamento de tratamento e diagnose, tornando-se cada vez mais relevante o processamento paralelo e gráfico.

Segundo Großkopf *et al.* (1996), em cursos de videoartroscopia, o treinamento da triangulação (coordenação dos dois eixos olho-monitor e mão/instrumento-paciente) e o uso do instrumento com ambas as mãos têm sido, principalmente, realizados utilizando modelos plásticos. A insatisfação com estes modelos e a limitada disponibilidade de cadáveres levou a *Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Frankfurt am Main*, Alemanha, ao desenvolvimento de um sistema de treinamento baseado em técnicas de realidade virtual.

A realidade virtual, entendida como um ambiente de “imersão”, na qual o próprio usuário é parte do cenário 3D construído em computador, permite a exploração e interação do usuário com o ambiente como se este fosse real. Segundo Dachille *et al.* (1999), cirurgiões poderiam ser treinados simulando intervenções em pacientes virtuais. As aplicações da Realidade Virtual para procedimentos cirúrgicos são ainda restritas a pesquisa, devido ao alto custo e a questões éticas (Patel, 1996a).

Para a realidade virtual, o método de visualização de superfície, segundo Poston *et al.* (1996), resulta em boa qualidade visual, porém com tempo de processamento de dezenas de minutos, inaceitável pelos cirurgiões. Este tempo de processamento poderia ser diminuído reduzindo-se o número de polígonos no

processo de reconstrução de superfície, entretanto informação relativa aos dados médicos originais poderia ser perdida (Großkopf *et al.*, 1996). O método baseado em volume também é lento, porém usando aceleradores gráficos, Poston *et al.* (1996) afirmam ter obtido resultados satisfatórios. Além disso, o método de volume pode representar o interior de objetos e não somente uma camada externa, como ocorre com o método de superfície (Yagel *et al.*, 1996).

A visualização de superfície em medicina

Sistemas gráficos em medicina têm basicamente dois tipos de dados como entrada, provenientes de objetos reais, tais como de imagens de Tomografia Computadorizada (Sakas *et al.*, 1995), ou gerados a partir de modelos geométricos, e.g. em neurocirurgia estereotática (Yoshida *et al.*, 1993). Independentemente do método de visualização, as imagens adquiridas são submetidas a pré-processamento (e.g., filtragem) e segmentação (identificação de regiões de interesse). Na área biomédica os métodos comumente utilizados na visualização 3D são os de Superfície e Volume.

Na aproximação por polígonos, o mais antigo método de Visualização de Superfície (Keppel, 1975), após a segmentação binária de imagens 2D, as bordas das regiões de interesse são extraídas e, a partir de cortes adjacentes, formadas faces poligonais, geralmente triangulares. A posição do observador em relação ao objeto, necessária à exibição, deve ser indicada pelo usuário. A coloração e o sombreamento auxiliam na melhor percepção da qualidade do objeto exibido e se baseiam no cálculo da normal da face.

O segundo modo de Visualização de Superfície consiste no método de voxel-binário (unidade de volume com um ou mais valores numéricos associados, relativo a uma propriedade mensurável, por exemplo cor ou opacidade). Este método utiliza segmentação binária (volume binário - informação objeto/não-objeto), sendo que a superfície resultante, denominada isosuperfície, representa uma aproximação

Tabela 1. Comparação de modelos físicos com digitais segundo Patel (1996a)

Modelo Físico	Modelo Digital
réplica física	imagens 3D em computador
fácil preparação da placa de fixação	difícil preparação da placa de fixação
fácil preparação de implante	difícil preparação de implante
alto custo	baixo custo
elevado tempo do operador	menor tempo do operador
difícil criação	fácil criação
simulação destrutiva	ilimitadas simulações
necessita equipamento de usinagem	simulação completa em computador

mação grosseira da forma real do objeto e, portanto, as imagens 3D não apresentam detalhes finos. Alternativamente, também a partir desta segmentação, tem-se o *marching cubes*, o qual baseia-se no conceito de *divide-and-conquer* para estabelecer as superfícies do objeto, utilizando-se dos 14 padrões de triângulos de cubos lógicos (criados a partir de 8 pixels: quatro de cada um de dois cortes adjacentes). A representação da superfície 3D resultante é altamente detalhada, com resolução de *subvoxels*, pois centenas de milhares de triângulos são gerados.

Nestes dois métodos de Visualização de Superfície, a informação sobre o interior do objeto se perde. Assim, quando operações como corte são requeridas, todas as etapas de visualização precisam ser repetidas. Embora existam estruturas de dados desenvolvidas para facilitar a manipulação de volumes binários, estas requerem espaço de memória significativo e sua manipulação é mais lenta que a abordagem direta.

Na Visualização de Volume, as imagens do objeto são diretamente criadas a partir do próprio volume do objeto (contendo valores de cinza), não necessitando, portanto de nenhuma representação intermediária. Desta forma, este método permite olhar para o interior do objeto, além de fornecer uma série de técnicas interativas para extração de informações significativas usando segmentação, medição etc. Na reprodução do volume (*volume rendering*), a cada voxel é atribuída uma cor e opacidade (modelo de gel colorido e semi-transparente), resultando em imagens 3D suaves e detalhadas.

Maiores considerações sobre os métodos de visualização de Superfície e Volume, inclusive vantagens e desvantagens, são apresentados por Klemt e Infantosi (1996b) em trabalho no qual propõem um método de Visualização de Superfície mais rápido que os métodos tradicionais, por se basear no conhecimento *a priori* da visibilidade, permitindo, assim, que uma grande quantidade de dados de estruturas complexas possa ser processada em hardware de recursos computacionais limitados. Este método permite a visualização externa (convencional) de objetos 3D, tais como estruturas anatômicas, por exemplo o crânio humano. Para visualização interna (dissecação), os conceitos descritos serão aqui estendidos, utilizando-se subunidades Espaciais de Posição.

Unidades espaciais na visualização 3D

As Unidades Espaciais (SUs) dividem o espaço em regiões de igual volume, sendo estabelecidas através de p planos passando pela origem; assim, três planos

criariam oito SUs, analogamente ao sistema cartesiano. Aumentado-se o número de planos tem-se divisões menores do espaço e, portanto, um maior número de SUs.

Unidades Espaciais de Posição (SUPs)

O espaço do objeto pode ser dividido em SUPs, realizando-se uma classificação das faces do objeto segundo a localização espacial dos vértices, os quais só podem pertencer a uma única SUP. Um exemplo em 2D da geração das SUPs é mostrado na Figura 1a.

Subunidades Espaciais de Posição (subSUPs)

As SUPs podem ser divididas em u subSUPs, formadas por planos paralelos concêntricos à origem, devendo a mais distante englobar totalmente o objeto, conforme Figura 1b. Uma vez estabelecidas as distâncias entre planos paralelos, estas devem ser mantidas desde o pré-processamento até a exibição.

Unidades Espaciais de Normais (SUNs)

Utilizando-se as normais, ao invés dos vértices, as faces podem ser classificadas em SUNs, (exemplificado na Figura 2, para o espaço bidimensional). Estes vetores normais normalizados, apontam para qualquer direção em 3D, formando no limite uma esfera unitária. As faces são classificadas em SUNs independentemente de sua proximidade espacial, ao contrário do que ocorre com as SUPs.

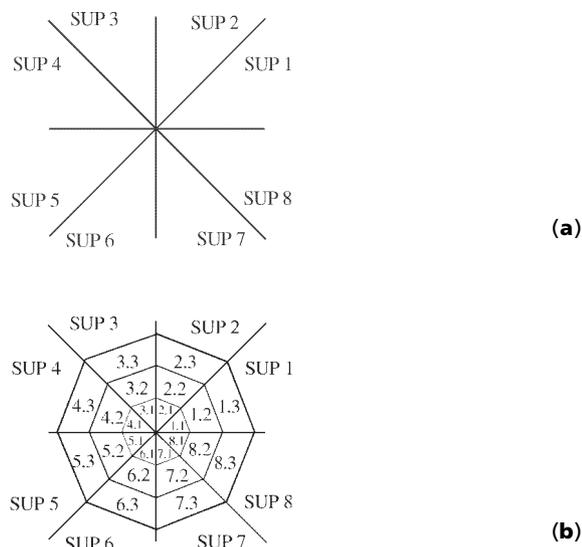


Figura 1. Classificação do espaço bidimensional: **a)** oito SUPs; **b)** adicionalmente, em três sub SUPs; por exemplo, a SUP 3 é dividida nas subSUPs 3.1, 3.2 e 3.3.

Visualização externa

A visualização externa, detalhadamente descrita por Klemt e Infantosi (1996b), utiliza-se das *Unidades Espaciais de Normais* (SUNs) e considera que, para qualquer ângulo de observação, somente uma parte do objeto pode ser visualizada. Matematicamente, pode-se determinar se uma face é visível ou não através de:

$$\cos \beta = (v_x * n_x) + (v_y * n_y) + (v_z * n_z) \tag{1}$$

onde o vetor $v=(v_x, v_y, v_z)$, representa uma dada posição do observador, $n=(n_x, n_y, n_z)$ a normal a face, e β o ângulo formado entre estes vetores. Se $\cos\beta < 0$ então a face é visível, e se $\cos\beta > 0$, a face não é visível. Quando $\cos\beta=0$, a classificação da visibilidade da face depende do grau de realismo desejado; caso seja visível, a face é vista como um segmento de reta. A Tabela 2 exemplifica a aplicação do teste de visibilidade à objetos 2D convexo (Figura 3a) e convexo e côncavo (Figura 3b).

Tradicionalmente, durante o processo de reconstrução, o teste de visibilidade precisa ser efetuado para cada uma das faces do objeto, resultando em elevado tempo de processamento caso o objeto seja constituído de uma grande número de faces. A metodologia proposta por Klemt e Infantosi (1996b) permite acelerar este procedimento ao utilizar o conhecimento *a priori* da visibilidade e classificar as normais às faces em SUNs, na etapa de pré-processamento. Durante a visualização é verificado sobre qual SU o vetor do observador se encontra, servindo esta SU como referência para obter-se o tipo de visibilidade (invisibilidade garantida - tipo 0; visibilidade garantida - tipo 1 - ou possível - tipo 2) de todas as SUNs requeridas. Na Figura 4 é exemplificado em 2D o estabelecimento do conhecimento *a priori* na etapa de pré-processamento.

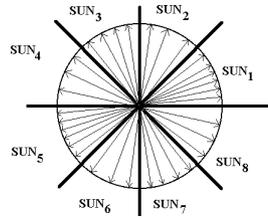
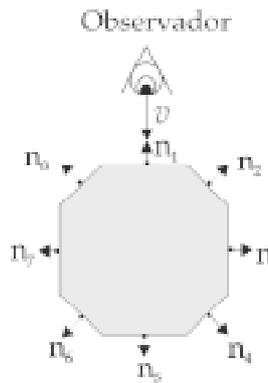
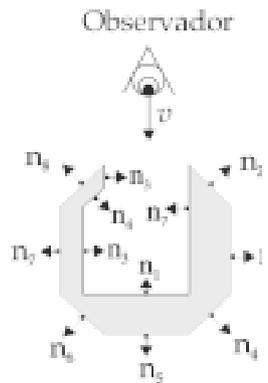


Figura 2. Classificação de normais em 8 *Unidades Espaciais* (SUN); o círculo unitário pode ser imaginado como formado por uma quantidade infinita de normais normalizadas.



(a)



(b)

Figura 3. Teste de visibilidade em 2D. Vetor do ângulo de vista do observador (v) direcionado para face de normal n_i ; **a)** objeto convexo de 8 faces; **b)** convexo e côncavo de 12 faces.

Tabela 2. Classificação da visibilidade das faces dos objetos 2D da Figura 3.

	n_1	n_2	n_3	n_4	n_5	n_6	n_7	n_8
vetores n e v								
ângulo	180	> 90	90	< 90	0	< 90	90	> 90
visível	X	X	?				?	
não visível			?	X	X	X	?	X

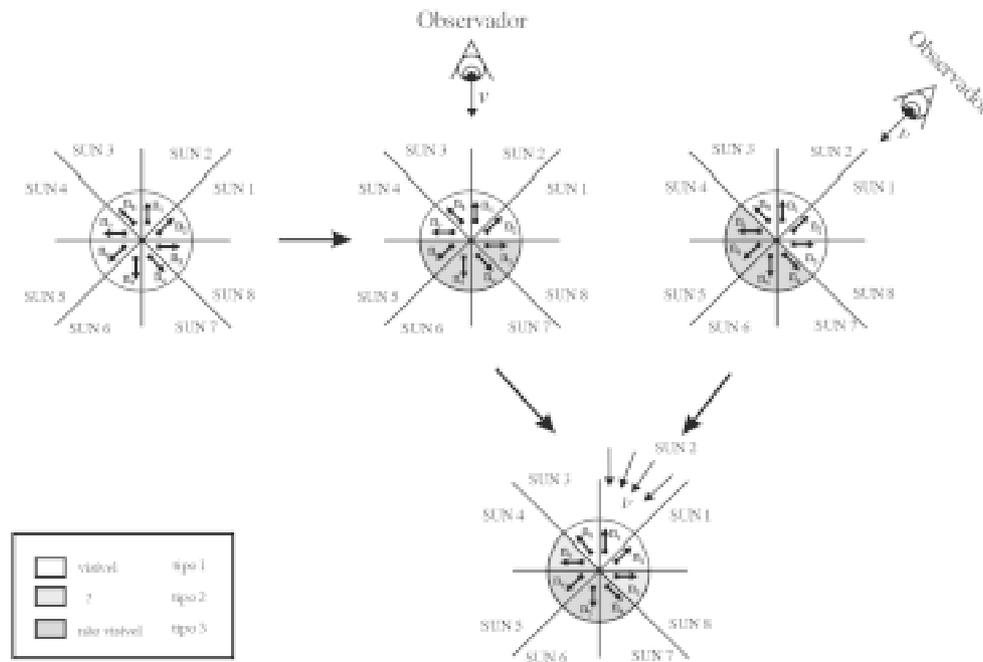


Figura 4. **a)** Normais das faces do objeto da Figura 3a classificadas em oito SUNs; **b)** observador v na borda entre SUN₂ e SUN₃ pode ver as faces cujas normais se encontram nas SUNs 1-4 (n_1, n_2, n_7 e n_8), sendo as faces referentes as SUNs 5-8 não visíveis; **c)** para o observador v na borda entre SUN₂ e SUN₁, as faces relacionadas com as SUNs 1, 2, 3 e 8 são visíveis; **d)** o conhecimento *a priori* da visibilidade para todas as possíveis inclinações de normais à SUN₂ (entre as bordas de SUN₁ e SUN₃) é estabelecido a partir dos resultados extremos de b) e c), obtendo-se a visibilidade *a priori*: para qualquer posição de v em SUN₂, garantindo que as faces referentes às SUNs 1, 2 e 3 são visíveis (tipo 1, não precisam ser submetidas individualmente ao teste de visibilidade), as faces das SUNs 5, 6 e 7 são não visíveis (tipo 0, não há necessidade nem da leitura dos atributos das faces). Para as normais pertencentes as SUNs 4 e 8 não se pode deduzir diretamente a visibilidade das faces, sendo necessário testá-las individualmente, para então exibir o objeto.

Visualização interna (dissecação)

Plano de Dissecação

Qualquer plano de dissecação pode ser definido a partir de três pontos não colineares em 3D, não sendo a visualização interna restrita a planos pré-estabelecidos (e.g., frontal, sagital, transversal e seus paralelos (yz , xz e xy)). Tal visualização pressupõe também estabelecer o lado a ser dissecado. Além disso, mais que um plano de dissecação pode ser empregado simultaneamente.

Dissecação baseada em SUPs e subSUPs

Considerando o plano de dissecação e o lado a ser visualizado, numa abordagem *divide-and-conquer*, as SUPs são classificadas em três categorias: *Dissecadas* (D), *Mantidas* (M) e *Atravessadas* (A), como indicado no exemplo em 2D da Figura 5a. Quando o objeto não é cortado por mais que um plano de dissecação, as SUPs *Dissecadas* não passam por teste adicional (mais

que um plano de dissecação implica no uso de operadores lógicos). No próximo passo, somente as SUPs *Atravessadas* terão suas subSUPs classificadas analogamente em *dissecadas* (d), *mantidas* (m) e *atravessadas* (a), conforme o exemplo 2D da Figura 5b.

Superfície de dissecação

Para um objeto compacto duas superfícies de dissecação (uma para cada lado do recorte) são formadas a partir das subSUPs *atravessadas*, cujas faces são então submetidas a mais um processo *divide-and-conquer*, resultando em faces *dissecadas*, *mantidas* e *atravessadas* (Figura 6a). As três arestas das faces *atravessadas* são então testadas quanto a intersecção com o plano de dissecação; assim na Figura 6a, a primeira face triangular *atravessada* a esquerda é cortada num vértice e numa aresta, enquanto que o segundo triângulo é atravessado em duas arestas. Cada par de pontos de intersecção forma uma aresta do contorno, que permite gerar a superfície de dissecação para o objeto compacto

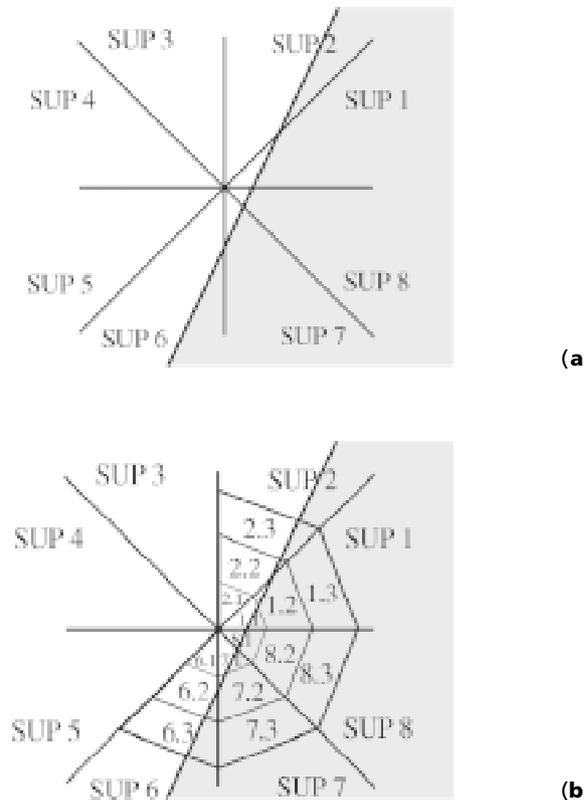


Figura 5. Área hachurada representa o lado a ser dissecado; **a)** reta de dissecação não cruza as SUPs 3, 4 e 5, classificadas então como *Mantidas*; SUPs 1, 2, 6, 7 e 8 pertencem a categoria *Atravessadas*, portanto suas subSUPs devem ser testadas (não exemplificada SUP da categoria *Dissecada*); **b)** subSUPs 1.1, 1.2, 2.3, 6.2, 6.3, 7.1, 7.2, e 8.1, cruzadas pela reta de dissecação, são classificadas como *atravessadas*; subSUPs 1.3, 7.3, 8.2 e 8.3 pertencem a categoria *dissecada* e, subSUPs 2.1, 2.2, 6.1, a categoria *mantida*.

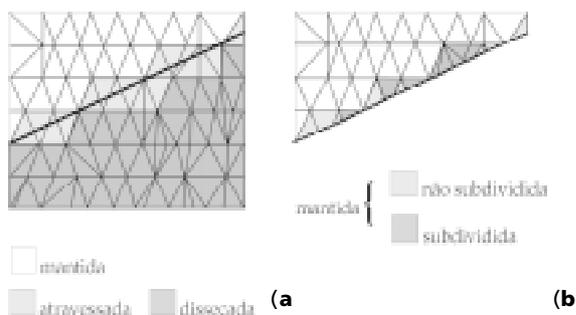


Figura 6. **a)** exemplo de subSUP com as faces triangulares classificadas em *mantidas*, *atravessadas* e *dissecadas*; **b)** parte não dissecada (acima da reta de dissecação): faces *mantidas* não necessitam ser submetidas ao processo de triangulação, porém várias das faces *atravessadas* devem ser subdivididas para se obter triângulos.

(Figura 6b). Caso o objeto seja oco, um segundo contorno é gerado de forma similar, sendo a superfície de dissecação formada pelos triângulos cujas bases são arestas dos contornos. Para todos estes triângulos o teste de visibilidade tradicional é aplicado. Qualquer rotação do objeto implicará somente em testar, de novo, a visibilidade.

Visualização da Dissecação

Para qualquer mudança do ponto de vista do observador, investiga-se inicialmente quais SUPs e subSUPs são *Mantidas* (M e m) e *Atravessadas* (A e a). Em seguida, as faces das subSUPs *atravessadas* são examinadas, usando-se o conhecimento *a priori* da visibilidade através das SUNs, para estabelecer as faces visíveis. Estas, por sua vez, passam por mais uma etapa de classificação para determinar se devem ser *mantidas*, *dissecadas* ou *atravessadas*, conforme pode ser visto na Figura 6a. Finalmente, as faces *atravessadas* são divididas em duas partes, *mantida* ou *dissecada*, sendo então a primeira subdividida para gerar triângulos, quando for o caso (Figura 6b).

Operação lógica “E” e “OU” entre planos de dissecação

Para melhor compreensão e visualização de detalhes de estruturas 3D, é comum utilizar-se mais que um plano de dissecação, devendo-se, para tal, estabelecer as relações entre os planos requeridos. Com este objetivo, as operações lógicas “E” e “OU” foram implementadas. No exemplo da Figura 7, uma esfera compacta é sucessivamente cortada por planos mutuamente ortogonais usando a operação lógica “E”. O resultado de um segundo corte aplicado a Figura 7b depende da operação lógica selecionada; se “E”, só são exibidas as SUPs consideradas *Mantidas* por ambos os planos (Figura 7c e d). Se a operação lógica “OU” for selecionada, todas as SUPs classificadas como *Mantidas* por, pelo menos, um dos planos de dissecação, serão exibidas (Figura 7e e f). Aplicação sucessiva das operações booleanas “E” e “OU” à uma esfera oca é exemplificado nas Figuras 8 e 9.

Processando o visible human

Os algoritmos necessários à implementação do método proposto são divididos em duas unidades distintas de acordo com sua utilização, conforme o esquema da Figura 10. Na *Unidade de Produção* os dados gráficos são tipicamente pré-processados uma única vez (segmentação das imagens de CT, formação e classificação das faces etc.) resultando em arquivos adequados aos algoritmos da *Unidade do Usuário*.

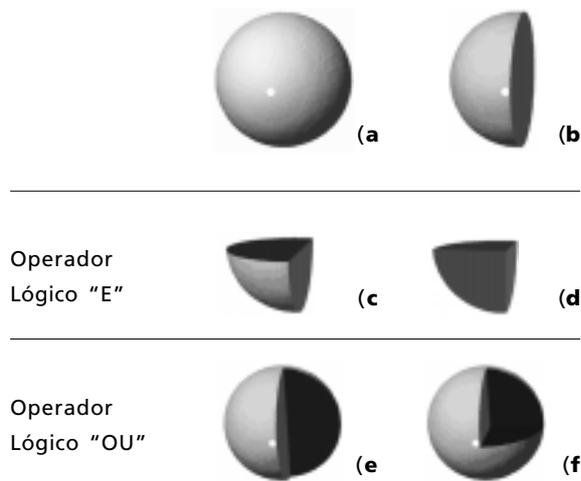


Figura 7. Cortes sucessivos em esfera compacta usando operações lógicas. **a)** Esfera íntegra; **b)** corte por um plano resulta em hemiesfera (dissecada a parte a direita); **c)** corte da hemiesfera por um segundo plano e utilização do operador "E"; **d)** corte por um terceiro plano e uso do operador "E". Exemplo de utilização do operador "OU" com cortes sucessivos: **e)** dois cortes (complemento de c); **f)** três cortes (complemento de d)).

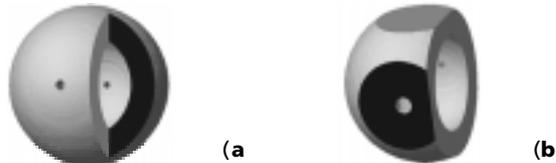


Figura 8. Dissecação de Esfera Oca. **a)** Dois planos de corte e operação lógica "OU", resultando na visualização do interior da esfera. **b)** Três planos de corte em regiões distintas: plano anterior corta a abertura do polo proximal; plano superior corta a esfera como se esta fosse compacta; terceiro plano mostra o interior da esfera oca.



Figura 9. Exemplo de dissecação de esfera oca por três planos ortogonais e operação lógica "OU", mostrando em **a)** duas partes dissecadas não conectadas; **b)** idem, após duas rotações ($x = 10$ e $z = - 30$).

Esta organização já se revelou útil numa versão anterior de um sistema tutorial de anatomia humana (Klemt e Infantosi, 1996a), na qual os dados tutoriais alfanuméricos (*Legenda*, *Texto Tutorial* e *Teste de Múltipla-Escolha*), são pré-processados por seus respectivos módulos, servindo, junto com os parâmetros informados pelo estudante, de entrada para a *Unidade do Usuário*, podendo ser geradas, desta maneira, inúmeras saídas. Na *Unidade do Usuário* o maior período do tempo de resposta é dedicado à visualização 3D, e conseqüentemente o maior esforço de desenvolvimento concentrou-se na agilização do processamento dos dados gráficos, atribuindo a maior parte possível dos procedimentos à *Unidade de Produção*.

Neste contexto pode se usar o fato das estruturas anatômicas não se alterarem quanto a composição (mas sim quando da exibição), precisando ser preparadas somente uma única vez pela *Unidade de Produção* para serem, então, manipuladas pela *Unidade do Usuário*, tantas vezes quantas forem necessárias para estudo e/ou consulta. Esta divisão em Unidades é vantajosa, porque a fase de preparação dos dados, intensiva computacionalmente (por exemplo, num sistema tutorial desenvolvido por Höhne *et al.* (1996), a etapa de segmentação de 300 objetos anatômicos para um atlas de crânio e encéfalo consumiu 1 ano de trabalho de um especialista), se dá previamente à utilização do sistema pelo usuário. O tempo gasto pela *Unidade do Usuário* deve ser o mais curto possível para tornar o uso repetitivo (por exemplo: sistema tutorial) melhor aceito pelo usuário, mesmo que esta unidade inclua a visualização 3D, o procedimento mais intensivo computacionalmente. Uma solução para agilização do processamento gráfico foi a determinação *a priori* da visibilidade das faces do objeto pela *Unidade de Produção* e a organização em arquivos para fácil e rápido acesso pela *Unidade do Usuário*.

Os algoritmos desenvolvidos para preparação dos dados gráficos e visualização das estruturas anatômicas (íntegras e dissecadas) foram implementados em 'C', sendo que para a exibição somente as faces visíveis são transferidas para o Microsoft® OpenGL (interface de software utilizada para facilitar a programação gráfica (Woo *et al.*, 1997)). Estes algoritmos foram implementados em microcomputador Pentium MMX 166MHz, 32 MBytes de memória RAM e placa de vídeo Diamond de 4 Mbytes, hardware com o qual foi avaliado o desempenho do método proposto.

Visible Human

Dados anatômicos de imagens do *Visible Human*

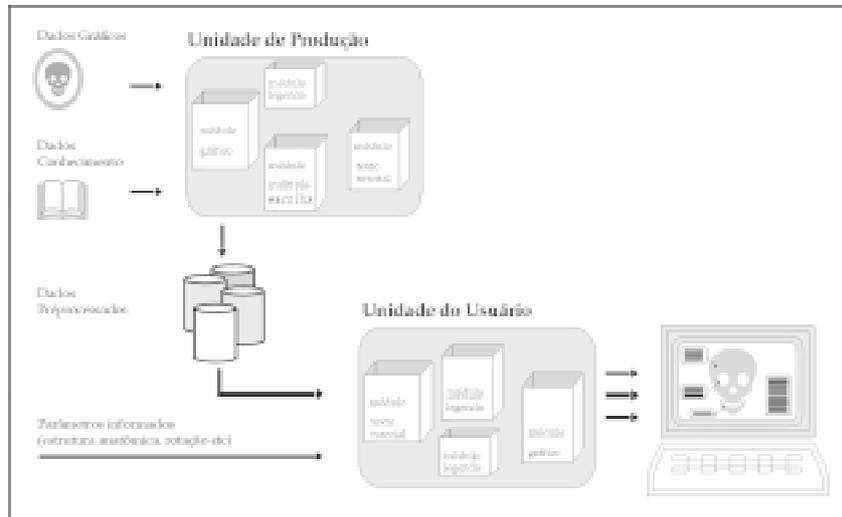


Figura 10. Esquema geral do Sistema: *Unidade de Produção* e *Unidade do Usuário* processam as estruturas anatómicas e os dados textuais. Tempo gasto na *Unidade de Produção* não é crucial, ao contrário da *Unidade do Usuário*, na qual as imagens 3D são geradas e exibidas pela interface ao usuário.

(National Library of Medicine e Colorado Health Sciences Center), que consiste de um conjunto tridimensional completo de imagens detalhadas da anatomia do cadáver de um homem, foram utilizados neste trabalho. As imagens constantes deste banco de dados resultaram do uso de quatro procedimentos distintos: Ressonância Magnética (MRI), Tomografia Computadorizada (TC) de média resolução (para tecido mole), TC das estruturas ósseas (após o cadáver ser mergulhado em gelatina e congelado) e 1878 fotografias de cortes axiais do cadáver (fatias a cada milímetro).

Considerando o excessivo volume de dados originais (11.5 Gigabytes de pixels não compactados), optou-se pelo uso de imagens comprimidas compactadas, pela *Research System* (1995), através do método de compressão JPEG (*Joint Photographic Experts Group*). Para a reconstrução das estruturas ósseas da cabeça, foram extraídas 225 imagens TC realçadas com janela de contraste para osso, cada uma com 587x341 pixels (pixel corresponde a 1 mm). A opção pelas imagens TC deveu-se ao fato das fotografias de cortes serem de menor nitidez e das imagens MRI consecutivas serem de baixa resolução (5 mm). Os ossos compondo o crânio correspondem aos cortes TC 1009 a 1168, sendo que a mandíbula encontra-se entre os cortes 1130 a 1234. As imagens foram então convertidas para o formato RAW, usando o *Paint Shop Pro 4.12*, que tem formato mais simples e, portanto, facilita a programação da leitura de arquivos.

Unidade de Produção

No módulo gráfico da *Unidade de Produção* é estabelecido o conhecimento *a priori* relativo as *Unidades Espaciais* (SUs), que é de extrema importância, porque qualquer alteração na sua definição repercute nos outros dados

gráficos. As *Unidades Espaciais* são criadas por planos passando pela origem. Além de três pontos não-colineares, para estabelecer um plano, é informado o sentido da normal ao plano (equação 1). Atualmente 96 *Unidades Espaciais* são formadas por treze planos. Referenciando-se somente a localização 3D de um ponto em relação as SUs, emprega-se as *Unidades Espaciais de Posição*, sendo cada SUP dividida por sua vez em cinco subSUPs, criadas a partir de 5 planos paralelos e eqüidistantes entre a origem e a esfera unitária. As *Unidades Espaciais de Normais* são estabelecidas a partir de três pontos próximos a esfera unitária, formando um plano.

Baseado em Ribeiro Jr (1994), que investigou diferentes métodos para identificação de tecido ósseo em imagens CT do crânio humano, foram implementados o filtro de média de máxima homogeneidade e o operador Sobel, além de um limiar único para extração do tecido ósseo ter sido estabelecido heurísticamente. As imagens foram submetidas a um algoritmo de seguimento de borda, sendo, para cada estrutura a ser extraída, necessário indicar uma semente. O algoritmo baseia-se na mudança de cor entre o fundo e a estrutura de interesse, fazendo a busca no sentido horário. Em alguns poucos casos tornou-se necessária a intervenção no processo de busca, devido a ocorrência de situações ambíguas decorrentes do limiar único as vezes não distinguir cartilagem de osso, sendo a classificação feita manualmente inserindo-se pixels da cor de fundo na zona de transição esperada. Outras vezes, a segmentação separou partes de uma mesma estrutura, sendo nestes casos inseridos pixels da cor do objeto.

A borda então determinada é constituída de uma coleção de pixels de vizinhança imediata; no exemplo

da Figura 11a foram encontradas para as quatro bordas, respectivamente, 582, 601, 451 e 48 pontos. Para uma dada borda, pontos adjacentes colineares foram substituídos por uma aresta (representada por um vértice inicial e final), reduzindo assim a massa de dados. Nas regiões onde se encontram estruturas lisas, a redução é significativa, enquanto que nas regiões de maior complexidade, esta é discreta. No exemplo da Figura 11a, resultou em 144, 152, 128 e 17 vértices, logo redução de 65 a 75%.

Dois conjuntos de estruturas anatômicas da cabeça, o crânio (sem mandíbula) e somente a mandíbula, esta última facilmente distinguível dos outros ossos da cabeça, foram processados. A identificação das bordas referentes a mandíbula, nos cortes com bordas pertencendo a outros ossos foi realizada manualmente, e então isoladas para serem processadas como um conjunto. As bordas dos diversos cortes pertencentes às mesmas estruturas anatômicas foram associadas para serem reconstruídas em conjunto (Klemt e Infantosi, 1992). A associação é sempre realizada entre dois cortes adjacentes resultando na criação de faces triangulares, sendo que dependendo da forma das estruturas anatômicas torna-se necessário estabelecer qual das possíveis associações entre bordas devem ser empregadas.

Tanto as bordas quanto a superfície constituída de faces entre dois cortes devem ser sempre fechadas. Devido ao processo de aquisição dos dados e a compactação das imagens originais, muitos dados deixam de ser considerados, entre os quais normalmente aqueles referentes ao início e ao fim de uma estrutura (sentido cranial e caudal), sendo então introduzidos pontos, simulando estas extremidades, o que permite o fechamento das estruturas, como exemplificado por simplicidade no objeto geométrico da Figura 12a. Na maioria das estruturas processadas o início e fim se dá na vizinhança de bordas pequenas, sendo representados pelo baricentro no corte adjacente. Para o crânio, somente a gengiva é fechada caudalmente, através da inserção manual de uma série de pontos. Naturalmente uma estrutura pode ter mais que um início e fim; um exemplo de fácil visualização é a mandíbula com quatro inícios (*proc. condylaris* a direita e esquerda e *proc. coronoideus* direita e esquerda) e um fim (*regio mentalis*). Para a mandíbula, estrutura predominantemente regular, a quantidade de bordas varia pouco e existem poucas alterações de um corte para outro. Neste caso, a associação pode ser processada automaticamente, através da formação de faces a partir de arestas que apresentem menor

distância entre vértices nos dois cortes, como exemplificado pela Figura 12c. Dos 104 cortes foram extraídas 178 bordas da mandíbula, das quais 175 foram associadas como descrito.

Existem situações, quando num corte são encontradas mais bordas que no corte anterior, que torna necessária a divisão da borda do corte superior em duas ou mais bordas no corte imediatamente inferior, ou o contrário, uma junção deve ser feita unindo-se duas ou mais bordas num único corte adjacente (Figura 12d). Os pontos de união precisam ser indicados manualmente para que ocorram numa região que melhor represente a transição. No exemplo da mandíbula, três junções foram realizadas.

Como resultado desta etapa obteve-se para cada estrutura anatômica uma coleção de faces, definidas por seus vértices em 3D. Cada face foi classificada segundo sua localização numa das *s Unidades Espaciais de Posição* (SUPs) e *Subunidade* correspondente (subSUP), como descrito anteriormente. A seguir determinou-se sua normal, a partir da qual foi efetuada a classificação numa das *s Unidades Espaciais de Normal* (SUNs), estabelecendo-se então para cada face os dois tipos de conhecimentos *a priori*. Assim, para cada estrutura anatômica foi criado um arquivo de tripla indexação (SUP, subSUP e SUN), contendo também as coordenadas dos vértices, e para acelerar o acesso aos dados anatômicos foi criado um arquivo de índices. Estes dois tipos de arquivos são acessados pela *Unidade do Usuário*.

Unidade do Usuário

Na *Unidade do Usuário*, após este ter selecionado os parâmetros desejados, tais como a estrutura anatômica, ângulo de vista e escala, é determinada a localização e a visibilidade das faces, recorrendo-se para isto ao conhecimento *a priori* codificado nas matrizes de Ordem de Distância e da Visibilidade (Klemt e Infantosi, 1996b). Para a exibição da estrutura anatômica, somente as faces visíveis são passadas para o OpenGL®.

Adotando-se o procedimento de visualização externa para o crânio integro (composto de 102.620 faces), o percentual de faces a ser exibido varia com o ângulo do observador, conforme comentado anteriormente. De todos os possíveis ângulos, para a vista inferior (Figura 13a) obteve-se o menor número de faces a serem testadas quanto a visibilidade (32%), sendo o percentual de faces garantidamente visíveis de 41% e de não-visíveis de 27%. Neste caso, o número total de faces exibidas foi de 50.619. A vista anterior (Figura 13b) resultou na pior situação quanto ao teste

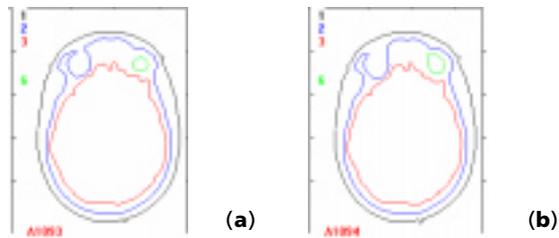


Figura 11. Exemplo de duas imagens CT sucessivas contendo quatro bordas; borda 1: corresponde a pele; borda 2: calota externa; borda 3: superfície interna; borda 6: corresponde ao osso da órbita direita. Para estas bordas foram encontrados, respectivamente, em **a)** 582, 601, 451 e 48 pontos e em **b)** 581, 587, 452 e 64 pontos.

de visibilidade (43%), pois somente 29% das faces são garantidamente visíveis, sendo não-visíveis: 28%. Considerando estas e outras vistas geralmente usadas em anatomia tem-se tempo de 1,8 s, em média, para a visualização do crânio íntegro.

Quando uma estrutura anatômica é dissecada, o teste de visibilidade também deve abranger as faces internas. Os mesmos algoritmos utilizados na visualização da superfície externa são empregados na exibição das estruturas dissecadas. Os três tipos de planos de dissecação mais freqüentemente usados em anatomia, *Frontal*, *Sagital* e *Transverso* tem suas normais pré-definidas, coincidindo com os eixos x , y e z . O usuário precisa escolher somente a distância (d) que o plano está afastado da origem e o lado a ser dissecado. Pode-se também definir um plano não paralelo a um dos anteriores, fornecendo três pontos não-colineares. Ao escolher um plano adicional de dissecação, faz-se necessária a indicação da operação booleana a ser aplicada sobre as faces resultantes da dissecação anterior e a nova.

No caso de um única dissecação, tal como plano *parasagital* (distância = +30 mm, lado positivo) e vista inferior, o percentual de faces de 27%, que não precisava ser lido para o crânio íntegro, aumenta para 41% (Tabela 3). O oposto ocorre com o número de faces a ser lido (tipo 1), que se reduz para 33%, incluídas aquelas pertencentes as subSUPs atravessadas pelo plano de dissecação, que precisam ser testadas para determinar as faces recortadas (6.382) e as que formam o contorno. Além disto, para as 26% das faces tipo 2, após o teste de visibilidade e de dissecação, obteve-se 5.600 faces visíveis, resultando na exibição de somente 32% das faces do crânio. Neste processo foram criadas 66 subfaces e identificadas 1350 arestas em 4 contornos distintos, implicando em um aumento no tempo de processamento para 3,2 s. A formação dos contornos independe do ângulo de rotação, portanto, estabelecido o plano de dissecação, estes são determinados uma única vez - para rotações não há necessidade de se estabelecer novamente o contorno.

Na Figura 14 é mostrada uma seqüência de três dissecações sucessivas, primeiro *parasagital* (distância = +30 mm, lado positivo), depois *paratransversal* (distância = +20 mm, lado negativo) e finalmente *parafrontal* (distância = -30 mm, lado positivo), do crânio (102.620 faces) usando a operação booleana "E". (Diferentes ângulos são utilizados para mostrar a seqüência das estruturas dissecadas nesta figura). Após a terceira dissecação sucessiva tem-se (Tabela 3), 67% das faces precisam ser lidas (tipo 0), 18% não necessita ser testadas quanto a visibilidade (tipo 1) e 15% devem ser lidas e testadas quanto a visibilidade (tipo 2), sendo que para estes dois últimos tipos estão incluídas as faces a serem testadas quanto a pertencerem ao contorno criado pelos planos de dissecação. Este procedimento resulta na necessidade de exibir somente 14.233 faces do crânio, sendo o tempo de visualização reduzido para 1,6 s.

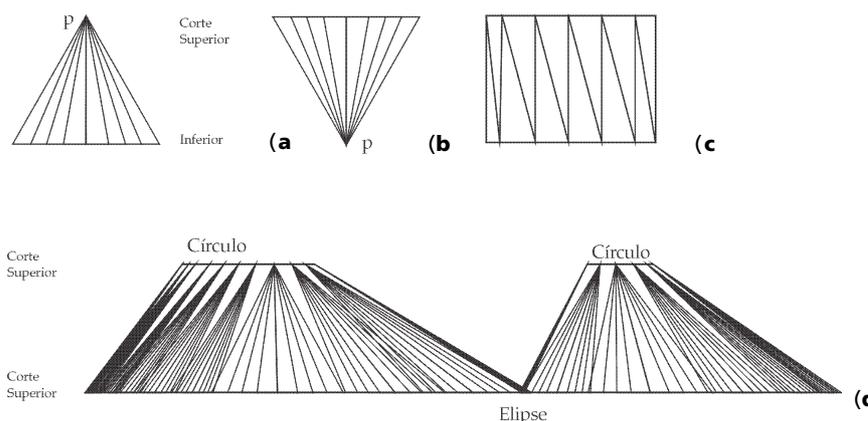


Figura 12. Associação de Bordas (vista lateral). **a)** Início: os vértices do corte inferior são associados a um ponto (p) num corte superior; **b)** Fim: analogamente; **c)** Borda Simples: criada entre duas bordas de cortes adjacentes; **d)** Junção: dois círculos em um corte superior são unidos por junção numa elipse em um corte imediatamente inferior.

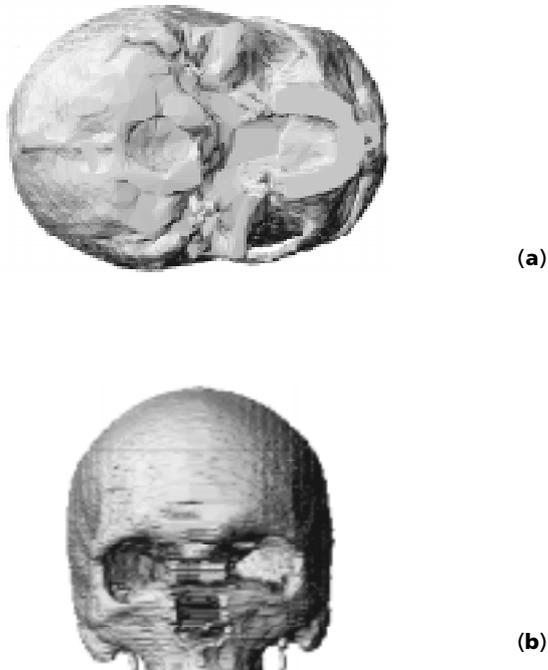


Figura 13. Reconstrução do crânio íntegro: **a)** vista inferior na qual se nota o *arcus zygomaticum* e o *foramen magnum* (faces tipo 0 = 26%, tipo 1 = 41%, tipo 2 = 33%); **b)** vista anterior: das 102.620 faces, 28% são garantidamente não visíveis, 29% garantidamente visíveis e 43% necessitam ser testadas (resultando cerca de 21,5% como visível).

Conforme mostrado na Tabela 3, ao realizar disseções sucessivas, cresce o número de faces, que não precisam ser lidas. A quantidade de subfaces criadas pela dissecação e de arestas formadas depende dos parâmetros da dissecação; neste exemplo, foram criadas pelo plano *paratransverso* 39 subfaces e pelo plano *parafrontal* 68. O segundo plano resultou na formação de 6 contornos com 972 arestas, e finalmente o plano *parafrontal* aumentou para 8 os contornos com

957 arestas. Rotações subsequentes do crânio, dissecado pelos três planos, duram, em média, 1 s.

O tempo de processamento representa sempre um aspecto crítico para um sistema, e conseqüentemente, pode limitar seu uso na prática. Este tempo depende não somente da eficiência dos algoritmos, mas também do hardware utilizado e da qualidade da imagem reconstruída desejada (a qual está diretamente relacionada ao número de faces). A primeira versão do software de reconstrução do crânio humano (Klemt e Infantosi, 1992) requeria tempo médio de processamento de 140 s para processar 27.200 faces em um computador IBM compatível de 12 MHz. Com a metodologia atual de reconstrução e dissecação, o tempo médio foi reduzido a 1,8 s para processar 103.000 faces em um microcomputador Pentium de 166 MHz. Este tempo poderia ser ainda mais reduzido, caso fosse incluída etapa de agrupamento de faces com inclinação similar.

Qualidade da Reconstrução e Tempo de Processamento

Na avaliação da qualidade da imagem 3D reconstruída e do tempo de processamento requerido para dissecação com o método de superfície proposto, foram utilizados objetos geométricos e estruturas anatômicas (a mandíbula - estrutura compacta e lisa - e o crânio, exemplo elucidativo de estrutura morfológicamente complexa). Os resultados alcançados com objeto geométrico 3D (Fig. 7, 8 e 9) mostram a qualidade das imagens dissecadas, inclusive quanto a visualização de detalhes. Para o crânio íntegro e utilizando-se as vistas mais usuais na anatomia - anterior, lateral, posterior, inferior e superior - obteve-se, em média, uma redução no número de leituras de 30%, sendo que somente 38% das faces precisaram ser testadas quanto a visibilidade. Na visualização externa, o tempo de processamento foi de aproximadamente 1,8 s, considerado adequado, por exemplo, para um

Tabela 3. Resultados para o crânio íntegro (vista inferior) e dissecado mostrado na Figura 14.

	tipo 0 garantida- mente não- visível + teste contorno	tipo 1 garantida- mente visí- vel + teste contorno	tipo 2 possivel- mente visível	Número de Sub-faces	Número de Arestas/ Contornos	Tempo (s)
(distância: mm, lado)						
crânio íntegro	27%	41%	32%	---	---	1.8
1. <i>parasagital</i> (+30+)	41%	33%	26%	66	1350 / 4	3.2
2. <i>paratransversal</i> (+20-)	54%	25%	21%	39	972 / 6	2.0
3. <i>parafrontal</i> (-30+)	67%	18%	15%	68	957 / 8	1.6

sistema tutorial de anatomia (crânio constituído por 102.620 faces). Para o crânio dissecado, o tempo de processamento depende da posição do plano de dissecação e também da operação booleana escolhida.

Na maior parte das imagens de CT do crânio do *Visible Man* a detecção das bordas foi realizada automaticamente. A intervenção manual, quando necessária, se deveu a presença de artefatos nas imagens (i.e. obturações causando *flashes*), a perda de informação devido a compressão dos dados originais, ou a própria característica da estrutura anatômica em estudo. Neste último caso, em particular, a participação de um profissional com conhecimento da anatomia humana permitiu a extração adequada das bordas ósseas de interesse, e portanto, uma muito boa qualidade da reconstrução 3D do crânio humano.

A utilização de vértices de arestas ao em vez de todos os pontos encontrados pelo algoritmo de busca permitiu uma substancial redução da massa de dados original, sem que houvesse perda de informação e, conseqüentemente, de qualidade na reconstrução. Assim, para o crânio do *Visible Human* reduziu-se em 73% a quantidade de dados (de 129.824 para 34.529) e para a mandíbula em 70% (de 19.674 para 5.873).

As *Unidades Espaciais de Posição* mantêm uma relação espacial entre as faces, facilitando a manipulação de blocos de faces em operações tais como a simulação da dissecação anatômica. A classificação adicional das faces em subSUPs permite a simulação de cortes sucessivos de objetos geométricos não-homogêneos, portanto, podendo ser vistos como representativos de estruturas anatômicas. A classificação das faces em SUPs e subSUPs, bem como a sucessiva subdivisão pelos planos de dissecação, nas categorias *mantida*, *atravessada* e *dissecada*, tornou viável a simulação da dissecação de estruturas anatômicas. A combinação dos cortes através das operações booleanas "E" e "OU", permite a criação de um número ilimitado de resultados para a esfera compacta e oca (superfícies convexas e côncavas), sendo as situações mais comuns, exemplificadas. Os algoritmos desenvolvidos permitem, até o momento, três cortes sucessivos e operações básicas "E" e "OU" para estes cortes. A inclusão de um quarto corte sucessivo, bem como de outras operações booleanas (i.e. XOR, XAND) implicará na realização não somente dos respectivos algoritmos, mas numa nova etapa de testes.

O tempo de processamento, poderia ser ainda mais reduzido, com a implementação de algoritmos mais elaborados, e.g., armazenando as faces não dissecadas, após cada dissecação realizada, e usando este conjunto

como entrada para próxima dissecação. Além disto, poderia ser aumentado o número de subSUPs, reduzindo assim a quantidade de faces classificadas como *atravessadas*, que portanto, diminuiria o número de testes subsequentes.

Conclusão

Além de manipular enorme quantidade de dados gráficos de estruturas anatômicas, este trabalho apresenta aspectos inovadores que facilitam a implementação de operações como a dissecação por múltiplos planos. A aplicação do método proposto parece adequada às estruturas médicas, não havendo restrição de ambientar o sistema em microcomputador. A solução encontrada, baseada em método de reconstrução de superfície, parte da premissa que qualquer estrutura é envolvida por um único tipo de superfície, e que ao cortá-la pode-se atribuir à superfície de corte os mesmo atributos.

Com a introdução de *Unidades Espaciais de Posição* e suas respectivas subdivisões concêntricas em torno da origem (subSUPs), abriu-se uma nova perspectiva na utilização de métodos de superfície, não mais restringindo sua aplicação a visualização do exterior de um objeto, mas permitindo explorar o seu interior, aspecto este somente possível, atualmente, com métodos de visualização de volume. Este novo método de superfície poderia ser usado, e.g., em sistemas tutoriais de anatomia. A grande flexibilidade, quanto aos parâmetros da dissecação (inclinação e combinação de planos de dissecação), permite cortes de estruturas anatômicas, que somente em cadáveres com preparação especial (como o do *Visible Human*) são realizáveis (normalmente a distância entre cortes não pode ser menor que 10 mm, devido a fragilidade das estruturas), pois com os mesmos arquivos de dados pode-se gerar um número ilimitado de dissecações.

O método de superfície proposto poderia inclusive ser incorporado a um sistema tutorial interativo com visualização 3D e dissecação, bem como ser implementado em microcomputador. Isto é evidenciado pelo fato de que, até mesmo para um Pentium 166 MMX, a visualização externa do crânio (102.620 faces) em qualquer ângulo do observador necessita somente de um tempo médio de 1,8 s, a dissecação por um plano *parasagital* de 3,2 s, e rotações subsequentes de 1,6 s, valores estes aceitáveis para um sistema tutorial.

Agradecimentos

Às agências CAPES, CNPq e PRONEX/MCT pelo apoio financeiro.

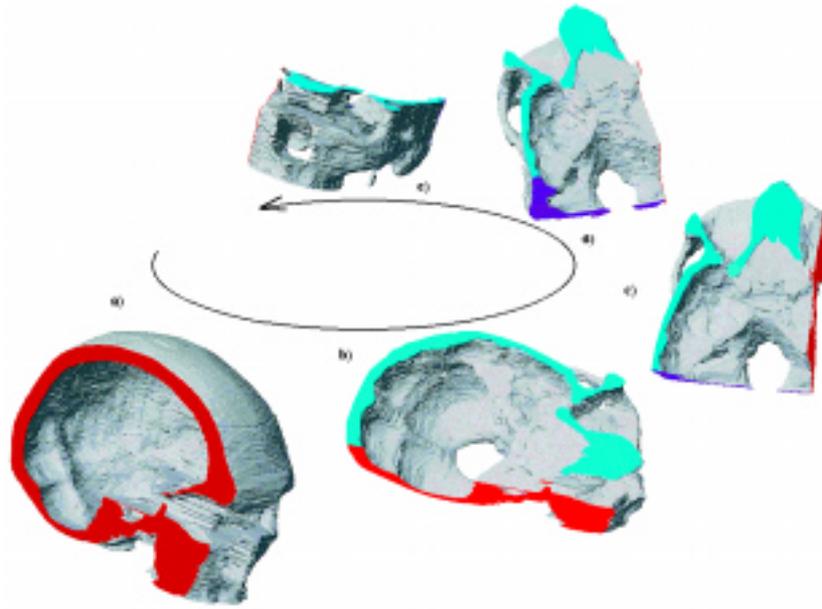


Figura 14. Exemplo de seqüência de dissecação do crânio humano: **a)** dissecação por plano sagital (em vermelho; vista látero-superior); **b)** após dissecação por um segundo plano (*transversal*- em azul - através das órbitas) e empregando-se operação booleana "E"; **c)** a seguir, utilizando-se plano frontal (em lilás), cortando o *foramen magnum*, e novamente o operador lógico "E"; **d)** deslocando o ponto de vista mais lateralmente; **e)** vista ântero-lateral.

Referências

- Brady, M.L., Jung, K.K., Nguyen, H.T., Nguyen, T.P.Q. (1998). "Interactive Volume Navigation". *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*. v. 4, n. 3, p. 243-256.
- Brinkley, J.F., Wong, B.A., Hinshaw, K.P., Rosse, C. (1999). "Design of an Anatomy Information System". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 19, n. 3, p. 38-48.
- Carlbon, I. (1994). "Brain Atlases". *Proceedings of ACM Siggraph 94*, p. Q1-Q-8.
- Cookson, J., Dykes, E. and Holman, J. (1987). "The Illusion of Solidity". *New Scientist*, v. 8, p. 50-53.
- Cotin, S., Delingette, H. and Ayache, N. (1999). "Real-Time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation". *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*. v. 5, n. 1, p. 62-73.
- Cutts, J.H., Hazelwood, S.E., Mitchell, J.A., Bridges, A.J., Reid, J.C. (1992). "GALE: A Graphics Assisted Learning Environment for Computer-Based Interactive Videodisc Education". *International Journal of Biomedical Computing*. v. 31, p. 141-150.
- Dachille, F., Qin, H., Kaufman, A., El-Sana, J. (1999). "Haptic Sculpting of Dynamic Surfaces". *Proceedings 1999 Symposium on Interactive 3D Graphics*. Atlanta, Georgia, ACM. p. 103-110.
- Dervan, P.A. (1992). "Interactive Video Learning in Medical School". *Irish Journal of Medical Science*, v. 161, n. 6, p. 408-409.
- Dev, P. (1999a). "Imaging in Medical Education". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 19, n. 3, p. 20.
- Dev, P. (1999b). "Imaging and Visualization in Medical Education". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 19, n. 3, p. 21-31.
- Fishman, E.K., Kuszyk, B.S., Heath, D.G., Gao, L. (1996). "Surgical Planning for Liver Resection". *IEEE Computer*, v. 29, n. 1, p. 64-72.
- Großkopf, S., Hildebrand, A., Malkewitz, R., Müller, W., Ziegler, R., Grasczew, G. (1996). "Computer Aided Surgery - Vision and Feasibility of an Advanced Operation Theatre". *Computer & Graphics*, v. 20, n. 6, p. 825-838.
- Guyton, A.C. (1989). *Tratado de Fisiologia Médica*. 7 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Höhne, K.H., Bomans, M., Riemer, M., Schubert, R., Tiede, U., Lierse, W. (1992). "A Volume-based Anatomical Atlas". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 12, n. 4, p. 72-78.
- Höhne, K.H., Pommert, A., Riemer, M., Schiemann, T., Schubert, R., Tiede, U. (1993). "Eine modellbasierte Multimedialechnik zur Erzeugung von dreidimensionalen medizinischen Atlanten". *Informations Technik und Technische Informatik*. v. 35, n. 3, p. 26-30.
- Höhne, K.H., Pflesser, B., Pommert, A., Riemer, M., Schiemann, R., Tiede, U. (1996). "A 'Virtual Body' Model for Surgical Education and Rehearsal". *IEEE Computer*. v. 29, n. 1, p. 25-31.
- Kalvin, A.D., Dean, D., Taylor, R.H. (1996). "Superfaces: Polygonal Mesh Simplification with Bounded Error". *IEEE Computer Graphics and Applications*, v. 16, n. 3, p. 64-77.
- Kaufman, A.E., Nielson, G.M. and Rosenblum, L.J. (1994). "The Visualization Revolution". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 13, n. 4, p. 16-17.

- Keppel, E., (1975). "Approximating Complex Surfaces by Triangulation of Contour Lines". *IBM Journal of Research Development*. n. 1, p. 2-11.
- Kidd, M., R., Cesnik, B., Connoley, G. and Carson, N., E., (1992). "Computer-assisted learning in medical education". *The Medical Journal of Australia*. v. 156, n. 11, p. 780-783.
- Klemt, A., Infantosi, A.F.C. (1992). "Three-Dimensional Reconstruction of the Human Skull using a Micro-computer". *Automédica*. v. 15, p. 153-161.
- Klemt, A., Infantosi, A.F.C. (1996a). "Dissecção por Planos num Sistema Tutorial de Anatomia". *Anais do Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Campos do Jordão, SP. v. 2, p. 749-750.
- Klemt, A., Infantosi, A.F.C. (1996b). "Conhecimento a priori na Visualização 3D de Estruturas Anatômicas". *Revista Brasileira de Engenharia, Caderno de Engenharia Biomédica*. v. 12, n. 2, p. 73-102.
- Laxminarayan, S. Parmett, S., Reantragoon, S., Yadav, J., Majidi, M., Ratzan, L. and Coutrieux, J.L. (1992). "Creating an Electronic Environment in the Workplace", *IEEE Engineering in Medicine & Biology Magazine*, v. 11, n. 1, p. 35-41.
- Maly, K., Abdel-Wahab, H. and Overstreet, C.M. (1997). "Interactive Distance Learning over Intranets", *IEEE Internet Computing*, v. 1, n. 1 (Jan-Fev), p. 60-71.
- Mandarim-de-Lacerda, C.A. (1995). *Métodos quantitativos em Morfologia*. 1a. ed. Rio de Janeiro: EDUERJ.
- Patel, V.L. (1996a). "Recent Advances in Computer Technologies and Medical Education". *Yearbook of Medical Informatics 1996*, Schattauer. p. 521-524.
- Patel, V.V., Vannier, M.W., Marsh, J.L., Lo, L.J. (1996b). "Assessing Craniofacial Surgical Simulation". *IEEE Computer Graphics and Applications*, v. 16, n. 1, p. 46-54.
- Pommert, A., Riemer, M., Schiemann, T., Schubert, R., Tiede, U., Höhne, K.H. (1994). "Knowledge-Based and 3D-Imaging Systems in Medical Education", In: *13th World Computer Congress 94*, v. 2, p. 525-532.
- Porto, C. C. (1990). *Semiologia Médica*. 1 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Poston, T., Serra, L., Solaiyappan, M., Heng, P.A. (1996). "The Graphics Demands of Virtual Medicine", *Comput. & Graphics*, v. 20, n. 1, p. 61-68.
- Ribeiro Jr, J.S. (1994). *Pré-Processamento, Segmentação de Imagens Tomográficas*. Tese de M.Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- Robb, R.A., Hanson, D.P., Camp, J.J. (1996). "Computer Aided Surgery Planning and Rehearsal at Mayo Clinic", *IEEE Computer*, v. 29, n. 1, p. 39-47.
- Sakas, G., Schreyer, L.A., Grimm, M. (1995). "Preprocessing and Volume Rendering of 3D Ultrasonic Data", *IEEE Computer Graphics & Applications*, v. 15, n. 4, p. 47-54.
- Segall, M.D., Reinstejn, D.Z., Johnson, N.F. (1999). "Visualizing VHF Ultrasound of the Human Cornea". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 19, n. 4, p. 74-82.
- Tiede, U. (1988). *Entwurf, Implementation and Vergleich verschiedener Repräsentationsformen für die 3D-Darstellung von medizinischen Objekten*. M.Sc. Dissertation, Universität Hamburg. Hamburg, Deutschland.
- Wallin, A. (1991). "Constructing Isosurfaces from CT Data". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 11, n. 6, p. 28-33.
- Wong, S.T.C., Hoo, K.S. (1999). "Digital Teaching Files in Diagnostic Imaging". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 19, n. 3, p. 56-65.
- Woo, M., Neider, J., Davis, T. (1997). *OpenGL Programming Guide - The Official Guide to Learning OpenGL*, Version 1.1, 2nd. ed., Reading, MA: Addison Wesley.
- Yagel, R., Stredney, D., Wiet, G.J., Schmalbrock, P., Rosenberg, L. Sessanna, D.J., Kurzion, Y. (1996). "Building a Virtual Environment for Endoscopic Sinus Surgery Simulation", *Computer & Graphics*, v. 20, n. 6, p. 813-823.
- Yoshida, R., Miyazawa, T., Otsuki, T. (1993). "Clinical Planning Support System-ClipSS", *IEEE Computer Graphics & Applications*, v. 13, n. 6, p. 76-84.
- Zuiderveld, K.J., Koning, A.H.J., Stokking, R., Maintz, J.B.A., Appelman, F.J.R., Vieregger, M.A. (1996). "Multimodality Visualization of Medical Volume Data", *Computer & Graphics*, v. 20, n. 6, p. 775-791.