

CONHECIMENTO *A PRIORI* NA VISUALIZAÇÃO 3D DE ESTRUTURAS ANATÔMICAS

A. Klemt¹ e A. F. C. Infantosi²

RESUMO -- Na área biomédica os métodos comumente utilizados na visualização 3D são os de Superfície e Volume. O objetivo deste trabalho é desenvolver um método de visualização 3D flexível, quanto à natureza dos objetos, adequado para diversas aplicações da área biomédica, em particular estruturas anatômicas, e implementado em microcomputador. Dois procedimentos, baseados no conhecimento *a priori* dos atributos das faces do objeto, são investigados. O primeiro, a classificação em Unidades Espaciais de Normais (SUNs), agrupa as normais das faces com inclinação semelhante, enquanto que, o segundo, classificação em Unidades Espaciais de Posição (SUPs), adicionalmente divide o espaço em regiões de igual volume. Usando-se objetos geométricos e estruturas anatômicas, foram efetuados três testes: tradicional, Classificação Simples (SUN) e Classificação Dupla (SUN e SUP). Para os objetos totalmente uniformes (distribuição homogênea das faces nas Unidades Espaciais) obteve-se redução de 27% no número de leituras e 54% no de testes de visibilidade. A redução também ocorre para objetos não-homogêneos, porém depende do ângulo de vista do observador. Na reconstrução de um crânio humano (31.873 faces), por exemplo na vista látero-anterior, obteve-se diminuição do número de leituras em 33% e redução do teste de visibilidade para 41%. Para ambos os métodos propostos, a reconstrução 3D do crânio e da mandíbula mostra a mesma qualidade visual que a obtida pela abordagem tradicional.

Palavras-chave: Visualização 3D de Superfícies, Visualização de Anatomia, Computação Gráfica.

INTRODUÇÃO

O surgimento de novas formas de observação, representação e interação com dados científicos tem auxiliado os pesquisadores a ampliar o conhecimento. Assim, a evolução do hardware tem permitido cada vez mais o desenvolvimento de aplicações computacionalmente intensas ou totalmente novas, como é o caso dos sistemas de realidade virtual, que ainda são predominantemente experimentais, porém abrangem uma gama bem variada de sistemas, deste simulação de astronáutica (Loftin *et alii*, 1995) até neurocirurgias (Yoshida *et alii*, 1993). Outro bom exemplo desta tendência, porém já mais difundida e explorada comercialmente, é a Visualização Científica, a qual permite uma interpretação melhor e mais rápida dos dados (Silver, 1995).

¹ Aluna de Doutorado, Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

² Professor Titular do Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

Caixa Postal 68510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ, E-Mail: afci@peb.ufrj.br

A Visualização é definida por Kaufman *et alii* (1993) como um método de extrair informações significativas de conjuntos de dados complexos através do uso interativo de gráficos e imagiologia. Importantes aplicações estão constantemente surgindo, o que pode ser observado no número crescente de publicações especializadas neste ramo do processamento gráfico (Rosenblum *et alii*, 1991 e 1992; Kaufman *et alii*, 1994a; Nielson, 1995; Pagendarm *et alii* 1995). Entre as ciências beneficiadas destaca-se a medicina (Rhodes, 1993), abrangendo deste sistemas de imagiologia (CT, MNR, US, PET etc), de medição (Gonçalves *et alii*, 1992), simulação de laparoscopia (Cover *et alii*, 1993), planejamento de cirurgia plástica (Pieper *et alii*, 1992) e até de ensino (Höhne *et alii*, 1992).

Nas ciências biomédicas os métodos de visualização são basicamente divididos em duas categorias : a Visualização de Superfície e a de Volume, que apresentam vantagens relativas entre si dependendo de fatores como a natureza do objeto, a finalidade da visualização, as operações desejáveis e o hardware disponível. A primeira categoria, em geral, é de mais rápido processamento com boa qualidade visual, entretanto não oferece a facilidade de visualizar o interior do objeto, o que pode ser desejável em sistemas tutoriais ou de planejamento cirúrgico. Este objetivo é possível ser atingido com os recentes métodos de Visualização de Volume, porém exigindo maiores recursos computacionais (Kaufman, 1994b), que dependendo do ambiente de trabalho podem inviabilizar sua utilização na prática, restringindo a sua aplicação somente a pesquisa de métodos de visualização.

Os sistemas computacionais de ensino para medicina podem ser agrupados, do ponto de vista de versatilidade de visualização, em duas categorias: i) exibição de imagens prontas; ii) construção interativa de imagens segundo a opção do usuário (aluno). Na primeira categoria são exibidas fotografias ou trechos de filmes, armazenados tipicamente em CD-ROM, videodisco (Cutts *et alii*, 1992; Dervan, 1992) ou videocassete, necessitando um dispositivo de leitura correspondente acoplado ao computador, significando um maior custo de aquisição e manutenção, e restringindo seu emprego a laboratórios de faculdades. A segunda categoria se baseia em métodos de visualização 3D, permitindo assim uma maior interação do usuário com o objeto tridimensional.

O objetivo deste trabalho é desenvolver um método de visualização 3D flexível quanto a natureza dos objetos reconstruídos, tais como estruturas anatômicas ou histológicas (Mandarin-de-Lacerda, 1995), permitindo visualização em diferentes graus de complexidade. Adicionalmente, é desejável que o método de visualização seja adequado a aplicações distintas, desde aquelas voltadas para o diagnóstico até as direcionadas para o ensino. Esta última, sistemas tutoriais, ao contemplar amplo acesso pelos estudantes implica em maior restrição a configuração do hardware e, conseqüentemente, a adequação do método de visualização a ser utilizado em microcomputadores.

Visualização Biomédica

Dois tipos de objetos servem de entrada para um sistema gráfico em medicina: no primeiro os dados são obtidos de objetos reais através, por exemplo, de Tomografia Computadorizada (CT), Ressonância Magnética (MRI), Ultra-Sonografia (Sakas *et alii*, 1995; Nelson *et alii*, 1993) e microscopia (Avila *et alii*, 1994). Para o segundo, os dados são gerados a partir de modelos geométricos, por exemplo *Computer Aided Design* (CAD) para edição em 3D de imagens médicas (Ney *et alii*, 1991), produção de próteses (Granhölm *et alii*, 1987), de planejamento radioterápico (Toennies *et alii*, 1990), neurocirurgia estereotática (Yoshida *et alii*, 1993) etc.

Um esquema geral dos principais métodos de visualização 3D em medicina é mostrado na Figura 1. Independentemente do método de visualização, as imagens adquiridas, como de CT ou MRI, são submetidas a pré-processamento, por exemplo filtrando, alisando ou realçando informações da imagem, e segmentação, para identificação de regiões de interesse. A segmentação pode ser simples - baseada num único limiar (*threshold*) gerando uma imagem binária dividida em regiões de características comuns (tal como ósseas/não ósseas) - ou complexa, podendo usar diferentes métodos de segmentação, o qual depende da aplicação. A Figura 1 mostra que a segmentação pode ser efetuada em diferentes momentos durante o processo de Visualização.

A aproximação por polígonos é o mais antigo método de Visualização de Superfície (Keppel, 1975). Na Figura 1 (item I), após a segmentação binária de imagens 2D as bordas das regiões de interesse são extraídas e, a partir de cortes adjacentes são formadas faces poligonais, em geral triângulos. A posição do observador em relação ao objeto, necessária para exibição, deve ser indicada pelo usuário (por exemplo, exibição trás-para-frente (*Back-to-Front*), eliminação de superfícies ocultas). A coloração e o sombreado auxiliam na melhor percepção da qualidade do objeto exibido e se baseiam no cálculo da normal da face.

A segunda maneira de Visualização de Superfície consiste no método de *voxel*-binário. O *voxel* (*volume element*) descrito por Herman e Liu (1979), representa uma unidade de volume possuindo um ou mais valores numéricos associados, relativo a uma propriedade mensurável (cor, opacidade, densidade, material etc.). Para obter *voxels* cúbicos, que são mais facilmente manipulados que paralelepípedos, é realizada uma interpolação linear dos valores de cinza das imagens 2D, resultando no espaço de *voxel*. No método de *voxel*-binário é realizada uma segmentação binária, resultando num volume binário, consistindo somente da informação objeto/não objeto como mostrado na Figura 1 (item II.a). A superfície encontrada é chamada de isosuperfície. A descrição da superfície criada por este algoritmo é bastante simples no que diz respeito ao tamanho e forma de todas as faces, apresentando somente seis diferentes orientações. Naturalmente trata-se somente de uma aproximação grosseira da forma real do objeto. Portanto nas imagens 3D faltam muitos detalhes finos (Pommert *et alii*, 1993).

Na Figura 1 (item II.b) pode ser visto um outro método de reconstrução de superfície, também a partir da segmentação binária de um volume, que é o *marching cubes* desenvolvido inicialmente por Lorensen e Cline (1987) e consiste de dois passos. Primeiro, o conceito de *divide-and-conquer* é usado para localizar a superfície num cubo lógico como na Figura 2, criado a partir de 8 *pixels*: quatro de cada um dos dois cortes adjacentes. Para encontrar a superfície do objeto neste cubo, é atribuído um 0 ao vértice, quando encontra-se fora do objeto, e é atribuído um 1 ao vértice que pertence ao objeto (quando o valor do vértice excede ou iguala o limiar da superfície fixado pelo usuário - sendo que o vértice pode estar localizado na superfície ou dentro do objeto). A superfície intercepta aquelas arestas do cubo onde um vértice encontra-se fora (0) e o outro dentro (1) do objeto. Com esta suposição é estabelecida a topologia de uma superfície dentro de um cubo.

A superfície do objeto é construída a partir de triângulos existentes nos cubos. Cada cubo tem 8 vértices com 2 estados (dentro e fora) resultando em $2^8 = 256$ possibilidades de interseção de uma superfície triangulada num cubo. Após simplificações por simetria estas 256 possibilidades são reduzidas a 14 padrões de triângulos, resumidos numa tabela de consulta conforme pode ser visto na

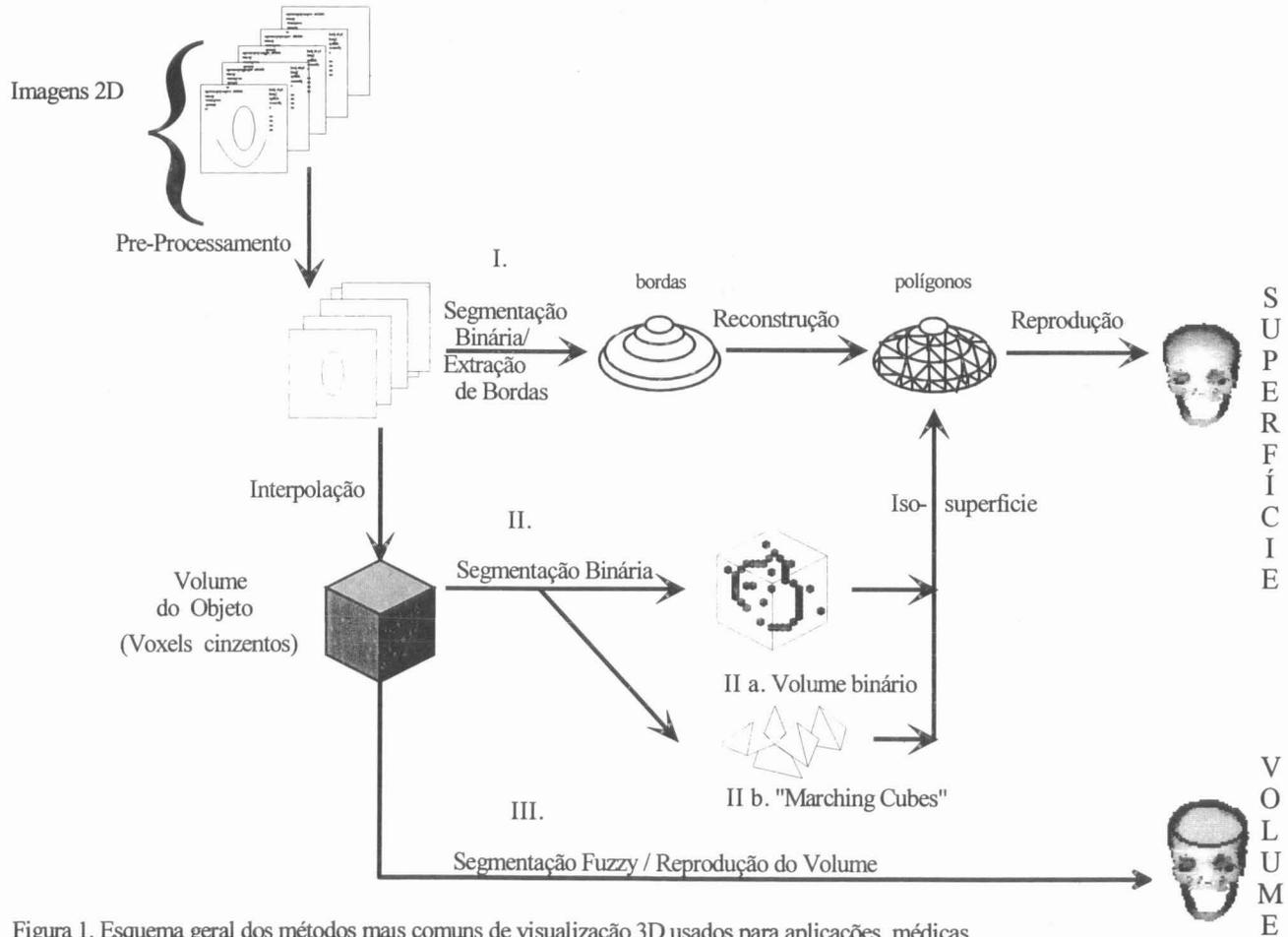


Figura 1. Esquema geral dos métodos mais comuns de visualização 3D usados para aplicações médicas.

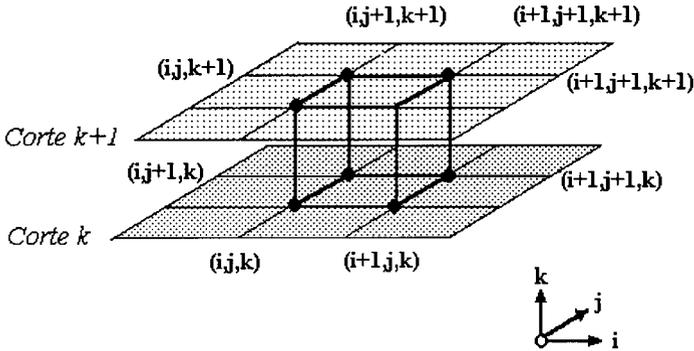


Figura 2. A partir dos cortes paralelos k e $k+1$ é criado um cubo lógico com oito vértices.

Figura 3. O padrão mais simples (0) ocorre quando todos os vértices estão acima (ou abaixo) do limiar. O padrão 1 ocorre quando a superfície separa um vértice dos outros sete, resultando num triângulo definido por três interseções de arestas. Uma representação de até quatro triângulos é colocada no cubo.

A localização exata da interseção da superfície com uma aresta é encontrada pela interpolação linear das intensidades em cada vértice de *voxel*. A orientação das superfícies é calculada a partir dos gradientes dos níveis de cinza dos vértices, que é necessária para o algoritmo de reprodução (*rendering*) do objeto. O resultado é uma representação de superfície altamente detalhada com resolução de *subvoxels*. Este algoritmo tipicamente cria centenas de milhares de triângulos. A maioria destes triângulos é tão pequena que dificilmente contribui para imagem final 3D (Pommert *et alii*, 1993). Wilhelms *et alii* (1990) discute melhorias de eventuais ambigüidades.

Nestes dois métodos de Visualização de Superfície (Figura 1: itens I e II) a informação sobre o interior do objeto se perde. Quando operações como corte são desejadas, todas as etapas da visualização precisam ser repetidas. Estruturas de dados desenvolvidas para facilitar a manipulação de volumes binários, como as octrees desenvolvidas por Meagher (1982), requerem um espaço em memória importante e sua manipulação é mais lenta que a abordagem direta.

O mais recente desenvolvimento, a Visualização de Volume, lida com a representação, manipulação e reprodução (*rendering*) de dados, conforme mostrado na Figura 1 (item III) (Kaufman *et alii*, 1993). As imagens do objeto são diretamente criadas a partir do Volume do Objeto contendo valores de cinza. Nenhuma representação intermediária é necessária. O objetivo deste método é permitir olhar para dentro dos objetos e fornecer uma série de técnicas interativas para extração das informações significativas usando transformações, cortes, segmentação, controle da translucidez, medição etc.

A reprodução do volume (*volume rendering*) é equivalente a segmentação nebulosa (*fuzzy*) e foi inicialmente descrita por Drebin *et alii* (1988) e Levoy (1988). A cada *voxel* é atribuída uma cor

e opacidade. Comumente assume-se o modelo de um gel colorido e semitransparente com partículas reflexivas suspensas. Raios de iluminação são parcialmente refletidos e alteram a cor quando atravessam o volume. Por tornar desnecessária a tomada de decisões binárias, as imagens resultantes são suaves e mostram detalhes finos. As Tabelas 1 e 2 resumizam as principais vantagens e desvantagens das Visualizações de Superfície e Volume (Herman, 1990; Stytz *et alii*, 1991; Kaufman *et alii*, 1993).

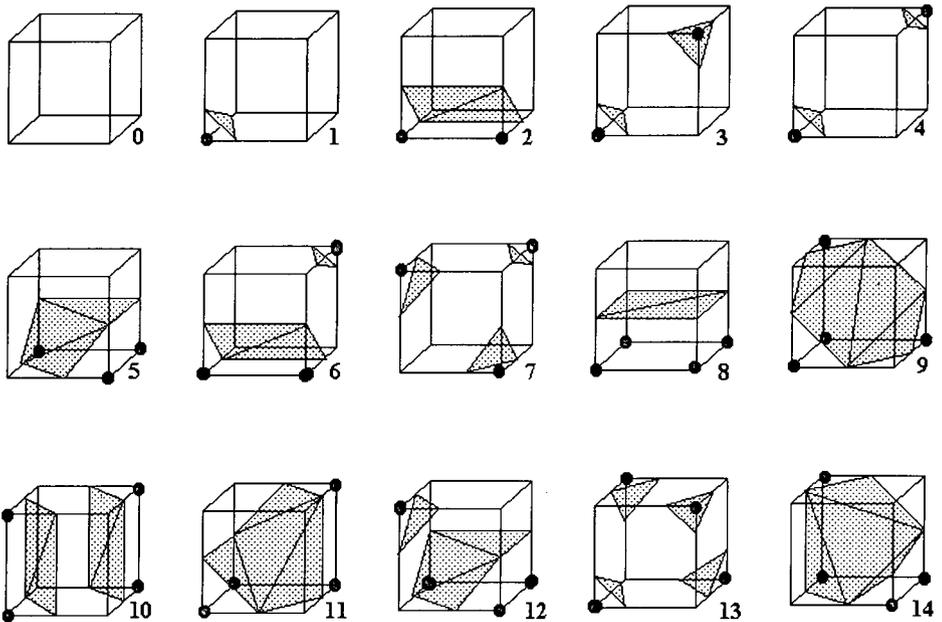


Figura 3. Triângulos (14 padrões) que podem ocorrer num cubo a partir do método *marching cubes*, descrito por Lorensen e Cline (1987). O cubo 0, encontra-se totalmente dentro ou fora do objeto. Os cubos 1, 2 e 8 são cortados uma única vez por uma superfície plana do objeto.

VISUALIZAÇÃO DE SUPERFÍCIE

No desenvolvimento de um método de visualização 3D para diferentes estruturas médicas e utilização em sistemas tutoriais ou de diagnóstico/tratamento, faz-se necessário estabelecer qual o ambiente computacional desejável. Considerando a implementação em microcomputadores, o método de Visualização de Superfície apresenta a maioria das vantagens requeridas (menor necessidade de memória e maior facilidade de obtenção das normais das primitivas geométricas e de *rendering*) que a Visualização por Volume.

Tabela 1. Visualização de Superfície

Vantagens
1- transformações geométricas de fácil execução (inclusive qualquer ângulo de rotação); 2- necessidade de memória e de uso do processador depende da complexidade do objeto (menos que nos métodos baseados em volume); 3- medições analíticas (por ex. distância, área, volume); 4- sombreado é baseado nas normais das primitivas geométricas; 5- facilita a etapa de reprodução (<i>rendering</i> = exibição + sombreado); 6- boa qualidade visual para objetos bem definidos (estruturas anatômicas a partir de cortes de CT, MNR);
Desvantagens
1 - não é possível a visualização do interior do objeto; 2- operações, como corte e extração de novos objetos de uma massa de dados já processados, tornam necessário o reprocessamento deste a segmentação; 3- os dados originais se perdem durante a reconstrução, assim não consegue retornar aos dados de origem;

Tabela 2. Visualização de Volume

Vantagens
1- possibilita a visualização de superfícies e de estruturas do interior do objeto; 2- operações como corte e extração de novos objetos são facilmente executadas; 3- oferece uma boa qualidade visual para objetos não bem definidos (por ex. tumores difusos);
Desvantagens
1- transformações geométricas são baseadas em <i>voxels</i> (difícil efetuar rotações em passos diferentes de 90 graus); 2- necessidade de memória e de uso de processador é grande, mas constante; para uma resolução moderada de 512x512x512, o volume ocupa mais que 10^8 <i>voxels</i> . Alocando somente 1 byte por <i>voxels</i> significa que 128 MBytes são necessários; 3- medições são realizadas por aproximação discreta (por ex. distância, área, volume); 4- normais precisam ser estimadas a partir dos <i>voxels</i> vizinhos para o sombreado; 5- os algoritmos da etapa de reprodução (<i>rendering</i>) são complexos;

Segmentação

Existem inúmeras técnicas de segmentação, porém aqui somente será descrita uma das mais usadas, a segmentação por limiar (*threshold*). Esta técnica assume que o objeto corresponde a uma faixa contínua de valores (Styzt *et alii*, 1991), cujos extremos são definidos pelo limiar.

O método do limiar único é o mais simples. Assume-se que os objetos possuem um valor de *pixel*³ diferente do fundo, como pode ser visto no histograma da Figura 4. Uma imagem binária de saída $g(x,y)$, com 0 representando o fundo e 1 o objeto, pode ser gerada aplicando o limiar:

$$g(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{se } f(x,y) < \text{limiar} \\ 1 & \text{caso contrário} \end{cases}$$

onde $f(x,y)$ é o valor de cinza no ponto (x,y) . Qualquer ponto que satisfaz o critério de seleção, independente onde está localizado, é tido como parte do objeto. Esta técnica é usado, por exemplo, por Augustine *et alii* (1985), aplicando-a a imagens de microscopia ótica.

Também podem ser definidos múltiplos limiares, diferenciando vários objetos de interesse, atribuindo a cada objeto uma única cor correspondente à faixa de valores dos *pixels*. A imagem de saída é definida por:

$$g(x,y) = \begin{cases} 0 & \text{se } 0 \leq f(x,y) < T1 \\ 1 & \text{se } T1 \leq f(x,y) < T2 \\ 2 & \text{se } T2 \leq f(x,y) < T3 \\ \vdots & \\ k & \text{se } Tk \leq f(x,y) < Tk + 1 \end{cases}$$

onde $0...k$ é a codificação de cor.

Farrell *et alii* (1985 e 1986) usa este método para exibição de imagens de crânio (CT). A faixa de valores dos *pixels* correspondente ao osso é atribuída a cor amarela, enquanto a faixa de valores dos *pixels* referente ao material de contraste injetado é exibida em vermelho. Em geral o método de limiar pode ser visto como operação envolvendo um teste contra a função T na forma

$$T = T [x, y, p(x,y), f(x,y)]$$

onde $p(x,y)$ denota alguma propriedade local neste ponto, por exemplo, o valor médio de cinza da vizinhança centrado em (x,y) .

A seleção de um limiar normalmente se baseia em informações contidas no histograma dos valores de cinza. Muitas vezes a bimodalidade de um histograma como na Figura 4, indica que os valores de cinza correspondendo a uma das modas constitui o objeto na imagem, e que os níveis de

³ "picture element" - menor elemento da tela do monitor; no modo gráfico frequentemente 640x480 *pixels*

cinza referentes a outra moda formam o fundo. Assim, o limiar é selecionado para melhor separar os modos do histograma, ou seja objeto(s) e fundo.

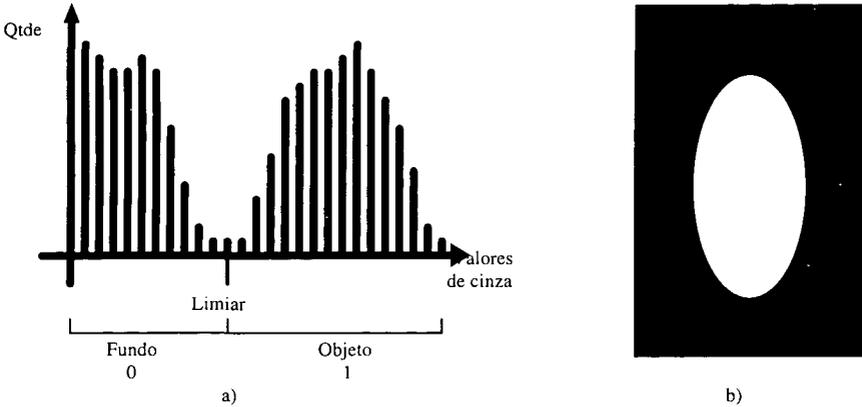


Figura 4. a) Histograma; os pixels se concentram em duas faixas de valores de cinza, que podem ser classificadas por um limiar em duas regiões - valores de cinza menores que o limiar correspondem ao fundo (atribui-se valor 0), enquanto valores maiores representam o objeto (valor 1); b) Resultado da segmentação por limiar único gerando uma imagem binário de um objeto oval; a cor preta corresponde ao fundo (0) e a branca ao objeto (1).

Objeto como uma coleção de faces triangulares

Um objeto pode apresentar uma forma complexa com concavidades e convexidades, podendo ser representado como uma coleção de faces triangulares, onde cada triângulo é formado por três vértices, $P1 = (P1_x, P1_y, P1_z)$, $P2 = (P2_x, P2_y, P2_z)$ e $P3 = (P3_x, P3_y, P3_z)$, a partir dos quais é possível definir dois vetores não-colineares :

$$\begin{aligned}
 v1 &= P2 - P1 = (P2_x - P1_x, P2_y - P1_y, P2_z - P1_z) = (v1_x, v1_y, v1_z) \\
 v2 &= P3 - P1 = (P3_x - P1_x, P3_y - P1_y, P3_z - P1_z) = (v2_x, v2_y, v2_z)
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

O produto vetorial ($v1 \times v2$) destes vetores não paralelos é a normal a face, podendo ser expreso matricialmente por :

$$n = (n_x, n_y, n_z) = v1 \times v2 = \begin{vmatrix} e1 & e2 & e3 \\ v1_x & v1_y & v1_z \\ v2_x & v2_y & v2_z \end{vmatrix}
 \tag{2}$$

Teste de visibilidade

Assumindo projeção paralela (Figura 5), a visibilidade de uma face, em relação a uma dada posição do observador, definida a partir de um vetor ($v = v_x, v_y, v_z$), é estabelecida pelo ângulo formado entre este vetor e a normal a face:

$$\cos \beta = (v_x * n_x) + (v_y * n_y) + (v_z * n_z) \quad (3)$$

Se $\cos \beta < 0$, 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 3 resume o teste de visibilidade baseado em $\cos \beta$, para os exemplos da Figura 5.

A rotação de um objeto pode ser realizada de duas maneiras. Na primeira, o observador está fixado num ponto do espaço e o objeto rodando em sua volta. Para cada posição do objeto, todas as normais devem ser calculadas, e então aplicado o teste de visibilidade. A segunda possibilidade é fixar a posição do objeto no espaço (origem), pré-calcular as normais (n) às faces e deslocando-se o observador em volta do objeto. Este procedimento necessita a alteração de um único vetor, que represente a posição variável do observador, implicando na redução de operações matemáticas.

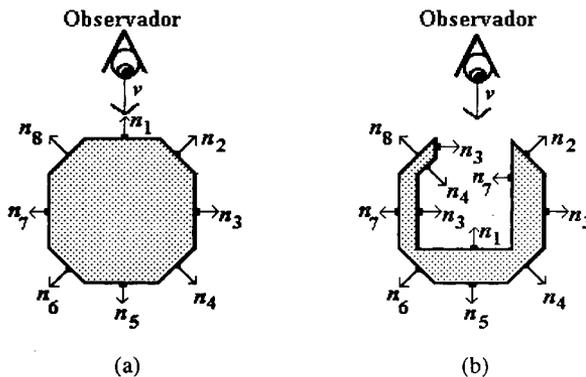
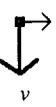
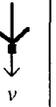


Figura 5. Teste de visibilidade em 2D. Vetor do ângulo de vista do observador (v) direcionado para face de normal n_1 : a) de um objeto convexo de 8 faces e b) convexo e côncavo de 12 faces.

A determinação da visibilidade das faces após rotação implica em recalculer os ângulos entre as normais das faces (n) e o vetor do observador (v), sendo que o tempo de processamento dependerá da quantidade de faces dessa vista do objeto. Logo, torna-se importante classificar as faces, pois se esta for não visível será excluída dos procedimentos seguintes, reduzindo o tempo de processamento.

Tabela 3. Classificação da visibilidade das faces do objeto 2D da Figura 5.

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

Reconstrução do objeto

Os objetos gráficos normalmente são processados passando por várias etapas de preparação como as abordagens gerais descritas por (Tiede, 1988). Primeiro, as imagens digitalizadas dos cortes de CT são segmentadas usando-se um limiar para identificar faixa de valores, correspondendo predominantemente a um tipo de tecido, por exemplo ósseo. Então, as bordas das regiões de interesse são extraídas através de um algoritmo de seguimento (*edge-following*), conformando uma margem fechada, podendo apresentar concavidades e convexidades. Assim, cada borda consiste de uma coleção de pontos e, a fim de diminuir espaço de armazenamento, somente cada n -ésimo ponto será usado na construção das faces sendo considerado como vértice de um triângulo.

As bordas correlacionadas de um par de cortes adjacentes são associadas criando faces triangulares. Diferentes tipos de associação entre segmentos podem ocorrer (Klemm, 1991): i) início de uma borda nova: um ponto deve ser criado num corte imaginário superior, e este ponto é ligado através de arestas aos pontos da borda, formando uma pirâmide; ii) simples: duas bordas em cortes adjacentes são conectadas sem interação de operador; iii) divisão: uma borda de um corte tem correspondência em duas ou mais bordas no corte seguinte. Os pontos de divisão precisam ser informados pelo operador; iv) junção: consiste no processo inverso a divisão - duas ou mais bordas num corte se unem numa borda no corte seguinte; v) fim de uma borda: quando uma borda não possui nenhuma correspondência no corte seguinte é criado um ponto num corte virtual inferior.

UNIDADES ESPACIAIS (SU, SUN e SUP)

As Unidade Espaciais (SUs) dividem o espaço em regiões de igual volume. Em 3D, as SUs são estabelecidas por p planos passando pela origem, por exemplo, 3 planos (xy , xz e yz) criam 8 SUs, normalmente conhecidas como octantes (Figura 6). Divisões menores do espaço são encontradas, criando-se mais planos e portanto mais SUs. Na Figura 7 podem ser vistas 48 SUs formadas por 9 planos passando pela origem.

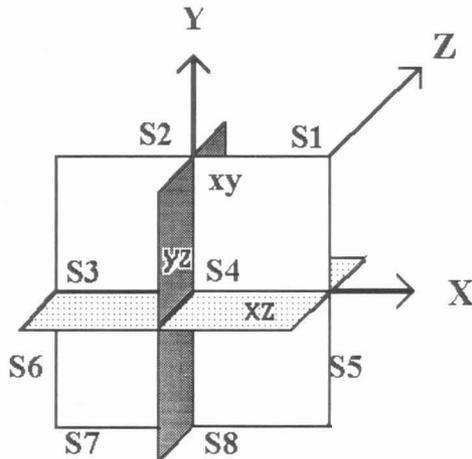


Figura 6. Três planos (xy , xz , yz) formando 8 *Unidades Espaciais* (S1-S8).

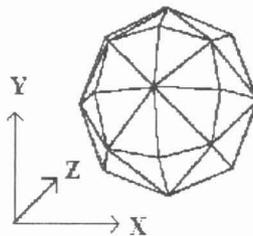


Figura 7. Nove planos formando 48 SUs; as SUs são mostradas quando interceptam uma esfera unitária.

Neste trabalho as SUs são empregadas de duas maneiras. Primeiro, o espaço do objeto pode ser dividido em SUP (Unidades Espaciais de Posição), realizando-se uma classificação das faces do objeto segundo a localização espacial de suas vértices, analogamente ao que é feito pelo sistema cartesiano de coordenadas. Na segunda maneira, as normais das faces do objeto são classificadas em SUNs (Unidades Espaciais de Normais), como mostrado na Figura 8 para o espaço bidimensional. Todos estes vetores normais, quando normalizados (comprimento igual a 1), podem ser imaginados como surgindo da origem (0,0) apontando para todas as direções, formando no limite um círculo unitário (raio igual a 1), ou seja, para um número infinito de vetores mutuamente não colineares, as normais formam um círculo. Analogamente em 3D as normais normalizadas formam no limite uma esfera unitária. As faces são classificadas em SUNs independentemente de sua proximidade espacial como é feito pelas SUPs.

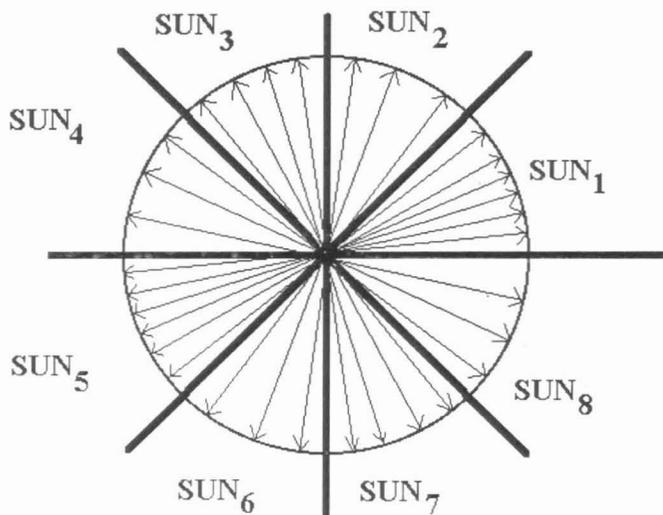


Figura 8. Classificação de normais em 8 Unidades Espaciais (SUN); o círculo unitário pode ser imaginado como formado por uma quantidade infinita de normais normalizadas.

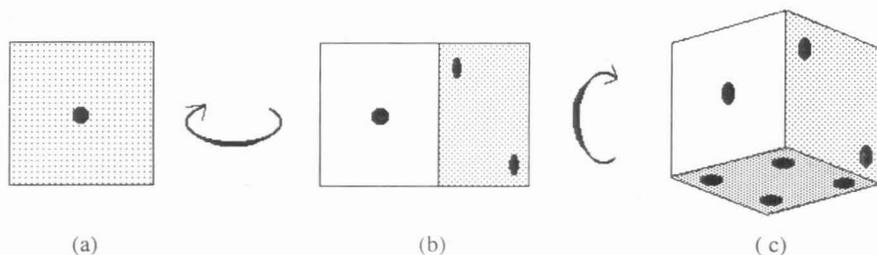


Figura 9. Visibilidade das faces de um dado de jogos: a) vista do número 1; b) vista dos números 1 e 2; c) observador vê os números 1,2 e 4, mas não vê os números 3, 5 e 6.

CONHECIMENTO A *PRIORI*

Da visibilidade das faces

O dado como um exemplo - No exemplo prático da Figura 9 um dado de jogos é usado para ilustração (os lados são numerados de 1 a 6). Na Figura 9a o jogador está olhando para o meio da face 1. Desta posição não consegue ver nenhum outro lado. Rodando-se agora o dado um pouco

para esquerda, o observador começa a ver o lado com o número 2 (Figura 9b). Como pode ser acompanhado na Figura 9c, ao se rodar o dado para cima, o número 4 também está se revelando para o jogador. Em nenhum caso o jogador ao mesmo tempo consegue ver menos que um número e mais que três números do dado. Isto significa que para qualquer posição de observador pode ser garantido que um lado do dado é visível e um outro, oposto, não é visível. A Tabela 4 mostra este conhecimento a priori de visibilidade para todos os ângulos possíveis de vista.

Tabela 4. Conhecimento *a priori* da visibilidade para o exemplo do dado de jogos da Figura 9; visibilidade possível - 2; visibilidade garantida - 1; invisibilidade garantida - 0.

		Visibilidade encontrada para os outros 5 lados					
		LADO	1	2	3	4	5
Observador olha para o lado	1	1	2	2	2	2	0
	2	2	1	2	2	0	2
	3	2	2	1	0	2	2
	4	2	2	0	1	2	2
	5	2	0	2	2	1	2
	6	0	2	2	2	2	1

O observador pode estar posicionado sobre diferentes pontos da face. Para o teste a seguir são considerados somente 4 posições extremas representadas pelos vetores que saiam da origem e se dirigem até um vértice. Examinando-se os possíveis ângulos β entre os vetores de vista do observador ($v_1 - v_n$) sobre as extremidades de uma face e as extremidades das restantes cinco faces ($f1e_1 - f1e_n, \dots, f5e_1 - f5e_n$), três tipos de visibilidade podem ser estabelecidos: i) invisibilidade garantida (tipo 0) - nenhum par de vetores é visível ($\cos \beta < 0$), aqui o lado oposto do observador; ii) visibilidade garantida (tipo 1) - todos os pares de vetores são visíveis ($\cos \beta \geq 0$), neste exemplo, o lado para onde o observador olha; iii) visibilidade possível (tipo 2) - existe pelo menos um par de vetores, onde um deles é visível e outro não é. No caso do dado, o tipo de visibilidade pode ser garantido em 33% dos casos (um lado visível e outro não é, significando dois lados garantidos no total de seis lados). Esta relação torna se melhor, quanto mais lados um objeto 3D convexo possui.

Tabela de visibilidade (SUN) -- Em vez de basear-se numa normal para cada face individual, o mesmo princípio de conhecimento *a priori* pode ser aplicado ao agrupamento de normais, às SUNs. Quando um observador olha para uma dada SUN s , onde as normais das faces com direção semelhante são agrupadas, a visibilidade de todas as restantes ($s-1$) SUNs deve ser determinada. Examinando as normais limites desta SUN sob consideração em relação as ($s-1$) SUNs, os mesmos três tipos de visibilidade podem ser estabelecidos : i) invisibilidade garantida (tipo 0); ii) visibilidade garantida (tipo 1); iii) visibilidade possível (tipo 2).

Uma matriz simétrica de dimensões $s \times s$ (Tabela 5) baseada neste critério é criada, onde cada elemento especifica o tipo de visibilidade. Assim para uma dada SUN s (primeira coluna, s -ésima linha), a visibilidade relacionada com as outras SUNs pode ser verificada, percorrendo-se a s -ésima

linha. Na Figura 10 é dado um exemplo onde o espaço bidimensional é dividido em 8 SUNs por 4 retas. Como pode ser visto na Figura 10a, para a primeira Unidade Espacial S1, o vetor de vista v está inicialmente direcionado para o limite entre as Unidades Espaciais S1 e S2. Realizando-se o teste de visibilidade da Equação (4) para as oito SUNs, resulta na visibilidade de S1, S2, S3 e S8, e invisibilidade de S4 a S7. Deslocando-se agora o vetor de vista v para o limite entre as Unidades Espaciais S1 e S8 (Figura 10b), resulta na visibilidade de S1, S2, S7 e S8. Combinando estes dois resultados, válidos agora para todas as posições do vetor v entre os limites da Unidade Espacial S1, produz o resultado final da Figura 10c: i) visibilidade garantida : S1, S2 e S8; ii) invisibilidade garantida : S4, S5 e S6; iii) visibilidade possível : S3 e S7. Este resultado pode ser observado na primeira linha da Tabela 5 do conhecimento *a priori* de visibilidade. Este processo de Classificação Simples precisa ser repetido para todas as outras Unidades Espaciais (S2-S8) a fim de completar a Tabela 5, válida para todos os objetos baseados nestas 8 SUNs no espaço bidimensional.

Tabela 5. Conhecimento *a priori* da visibilidade para o exemplo da Figura 10; visibilidade possível - 2; visibilidade garantida - 1; invisibilidade garantida - 0.

SUN	1	2	3	4	5	6	7	8
1	1	1	2	0	0	0	2	1
2	1	1	1	2	0	0	0	2
3	2	1	1	1	2	0	0	0
4	0	2	1	1	1	2	0	0
5	0	0	2	1	1	1	2	0
6	0	0	0	2	1	1	1	2
7	2	0	0	0	2	1	1	1
8	1	2	0	0	0	2	1	1

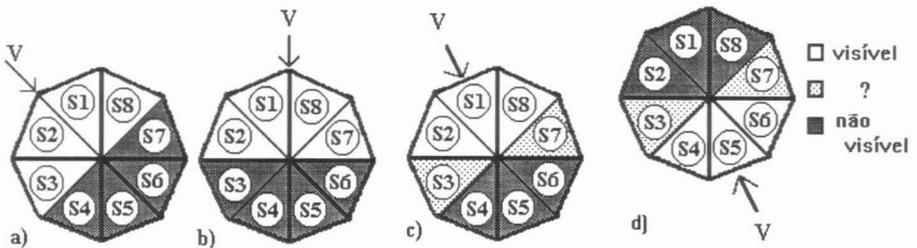


Figura 10. Exemplo de formação da tabela de Visibilidade para um objeto 2D com 8 faces; a) observador no limite entre S1 e S2 vê as faces brancas, não vê as faces escuras; b) observador muda para o limite entre S1 e S8; c) observador entre os limites de S1 vê sempre as faces brancas e nunca as escuras. A visibilidade das faces da penumbra (hachurada) depende da posição do observador sobre a face S1, necessitando ser testada; d) observador olha para S5; visibilidade somente deve ser testada para as faces S3 e S7.

Para visualizar um objeto, o usuário primeiro precisa informar de que ângulo deseja ver o objeto. Na Figura 10d o observador está olhando diretamente para a quinta SUN. Usando esta SUN como índice, a Tabela 5 de visibilidade é acessada sequencialmente para todas as s SUNs. A linha realçada corresponde a quinta SUN do exemplo da Figura 10d. Se a visibilidade é garantida (tipo 1), não existe mais nenhuma necessidade de realizar os testes de visibilidade da Equação (4), economizando tempo de processamento e o processo de exibição de todas as faces do tipo 1 pode ser inicializado, no exemplo S4, S5 e S6. Encontrando uma SUN com tipo de visibilidade 0 (invisibilidade garantida) permite descartar esta SUN sem mais nenhum processamento adicional, neste caso S1, S2 e S8. Somente as faces das SUNs do tipo 2 (visibilidade possível) precisam ser submetidas ao teste de visibilidade, isto é S3 e S7.

A determinação da visibilidade das faces após rotação implica em recalcular os ângulos entre as normais das faces (n) e o vetor do observador (v), sendo que o tempo de processamento dependerá da quantidade de faces dessa vista do objeto. Logo, torna-se importante classificar as faces, pois se esta for não visível será excluída dos procedimentos seguintes, reduzindo o tempo de processamento.

Materiais -- Os algoritmos fundamentais foram implementados em 'C' e testados num microcomputador 486-DX4-100 MHz, sendo os arquivos de dados gravados em disco. Os resultados de leitura de dados e teste de visibilidade representam uma média obtida através de rotações de 360 graus em passos sucessivos de 10 graus ao longo do eixo x ou z . Todos os testes realizados basearam-se em 48 Unidades Espaciais, as quais, para qualquer localização do observador, podem ser classificadas em 13 SUNs como garantidamente não visíveis - tipo 0 - (27%), 13 visíveis - tipo 1 - (27%) e as restantes 22 (46%) precisam ser testadas da maneira tradicional - tipo 2. As faces tipo 1 e as visíveis do tipo 2 podem então ser exibidas sem serem submetidas a um procedimento de detecção de faces ocultas.

Dois conjuntos de dados foram usados para teste, o geométrico e o anatômico:

A) O conjunto geométrico consiste de objetos com formas geométricas simples bem conhecidas e foi utilizado para facilitar a análise (compreensão) e avaliação do método. Foram escolhidos objetos cuja aparência tende a ser aproximadamente parecida com estruturas anatômicas. Assim um ovóide foi selecionado para representar o crânio e optou-se por cilindros para exemplificar ossos longos. Destas formas básicas simples foram derivados outros objetos geométricos para analisar mais profundamente o método proposto. Este conjunto é dividido em três grupos de objetos - uniforme, esférico e cilíndrico;

- o primeiro é representado por dois objetos uniformes (um com 100 normais em cada SUN e outro com 2.000), implicando em percentuais idênticos aqueles da classificação das SUNs (tipo 0 e 1 igual a 27%, tipo 2 igual a 46%);
- na Figura 11 é mostrado o segundo grupo de objetos geométricos, formado a partir de 44 círculos paralelos e com diferentes diâmetros. Assim, construiu-se inicialmente uma esfera com 5.152 faces triangulares. Na Figura 11 os pólos podem ser vistos na parte superior e inferior, e onde a distância entre os círculos é menor que na região equatorial.

Uma derivação para obtenção de outros objetos esféricos foi realizada, alongando-se ou achatando-se a esfera, o que pode ser conseguido pela multiplicação da distância entre os

círculos por um fator. Desta maneira o número de faces permaneceu constante. Nas Figura 12a pode ser visto o que acontece quando se alonga a esfera verticalmente pelos pólos, criando desta maneira um ovóide (fator = 1,5) e um ovóide alongado (fator = 3). Ao fazer o contrário, achatando-se a esfera pelos pólos, obtêm-se as os objetos (vistos também lateralmente) das Figura 12b, respectivamente uma plataforma (fator = 0,2) e no caso extremo um disco (fator igual a 0).

Ao deformar a esfera, a inclinação das faces é alterada e com isto as normais correspondentes são classificadas como pertencentes a outras SUNs. A esfera, apresenta concentração de faces desigual, maior nos pólos, menor na equador. Ao ser deformada pelo fator 1,5 (ovóide) um número maior de normais passam a pertencer as SUNs da região equatorial. Desta forma o ovóide apresenta uma distribuição mais parecida com os objetos uniformes. Ao contrário, achatando-se a esfera até restar só um disco ($f = 0$), faz com que suas faces sejam “projetadas” nos dois lados do mesmo plano, ocupando somente duas SUNs;

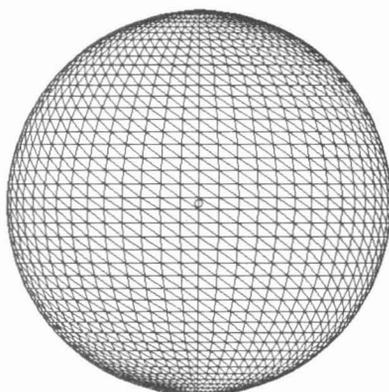


Figura 11. Esfera constituída por 44 círculos paralelos, formando 5.152 faces triangulares.

- a Figura 13 mostra a forma do objeto do terceiro grupo, que consiste de um objeto formado por múltiplos cilindros com tamanhos crescentes encaixados, criando assim um objeto complexo com uma superfície apresentando convexidades e concavidades (42.960 faces), ocupando somente 28 SUs.

B) O segundo conjunto de objetos consiste de dados anatômicos reais. Na Figura 14 é mostrada a reconstrução por 31.873 faces de um crânio humano formado a partir de uma sequência de 104 cortes por CT (distância entre os cortes é 2mm), sendo 47 cortes referentes a mandíbula (3.258 faces), que pode ser vista na Figura 15.

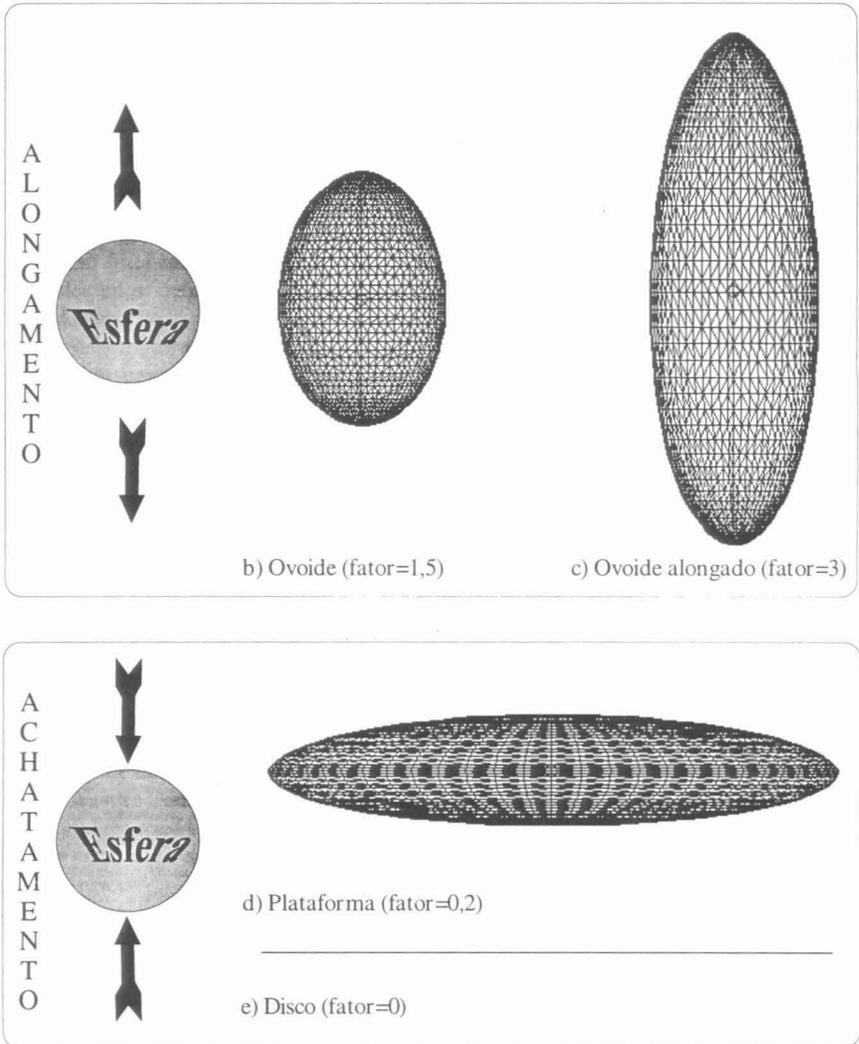


Figura 12. Manipulação da esfera da Figura 11: a) alongamento produz ovóides; b) achatamento, produz plataforma ou disco (mantidas as dimensões).

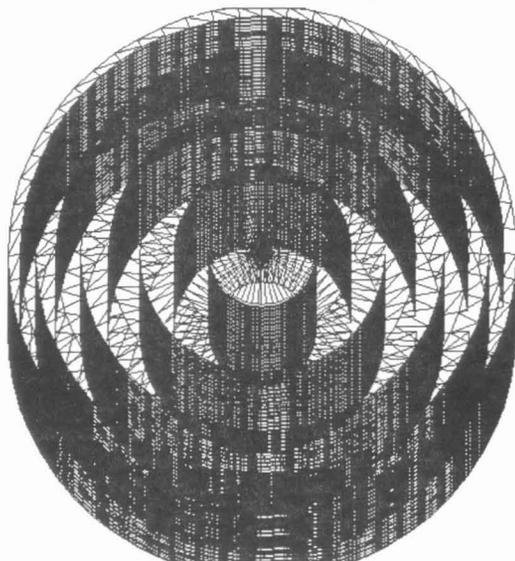


Figura 13. Reconstrução da vista superior-lateral de 9 cilindros encaixados e conectados.

Testes e resultados para 48 SUNs usando Classificação Simples -- Todos os objetos usados para teste foram processados pelos mesmos programas: i) tradicional : todas as faces são lidas e processadas seqüencialmente para determinar a visibilidade, resultando em dois conjuntos de faces, as visíveis e as não visíveis; ii) Classificação Simples com conhecimento *a priori* da visibilidade: as faces do tipo 1 e 2 são lidas, porém somente as do tipo 2 são submetidas ao teste tradicional de visibilidade.

Na abordagem tradicional, 100% das faces precisam ser lidas e submetidas ao teste de visibilidade, conforme a equação (3). Usando-se a Classificação Simples o número de leituras é reduzido, por exemplo sob as mesmas condições (eixo x) para os objetos uniformes e o ovóide em 27%, e para o cilíndrico e o ovóide alongado tem-se 25% e 26%, respectivamente. Para os outros objetos a redução é maior: esfera 30%, plataforma (31%), e disco (36%), obtidos com a rotação em x. A qualidade da reconstrução 3D não difere daquela da abordagem tradicional. O método de Classificação Simples também reduz o número de testes de visibilidade, o qual (realizando-se uma rotação pelo eixo x) precisa ser realizado somente em 46% das faces de objetos uniformes, em menos ainda no caso do ovóide (45%), esfera (40%), plataforma (39%) e disco (26%). Os objetos cilíndrico e ovóide alongado apresentam com 50% e 48%, respectivamente, uma redução menor que os objetos uniformes

Rodando-se os objetos em torno do eixo z, os resultados são bastantes próximos aos do eixo x, com exceção dos seguintes objetos : cilíndrico, para o qual tem-se redução de leitura em 37% e permanece a necessidade do teste de visibilidade para 38% das faces; disco redução de leitura em

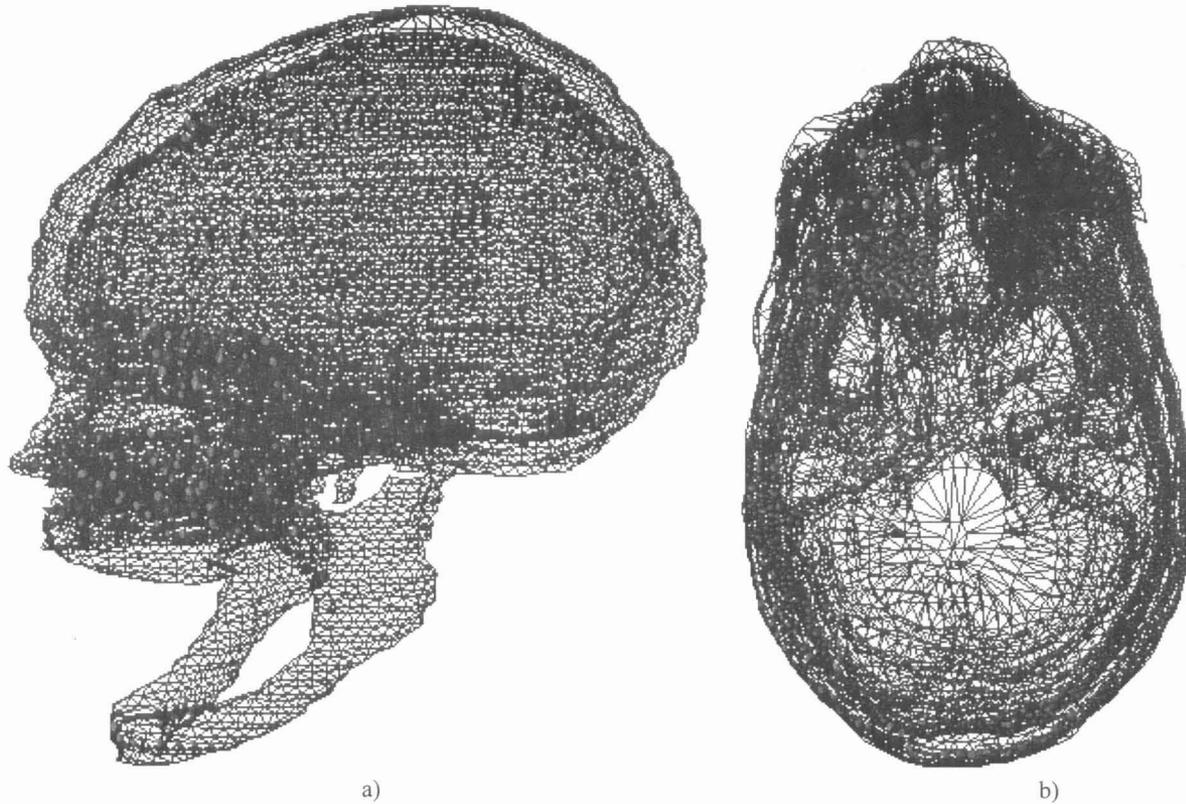


Figura 14. Reconstrução de um crânio humano constituído de 31.873 faces triangulares, mostrando as arestas das faces visíveis segundo o teste de visibilidade. A maior parte da superfície externa da calota craniana é convexa, e a interna é predominantemente côncava. a) Vista látero-anterior; b) Vista superior.

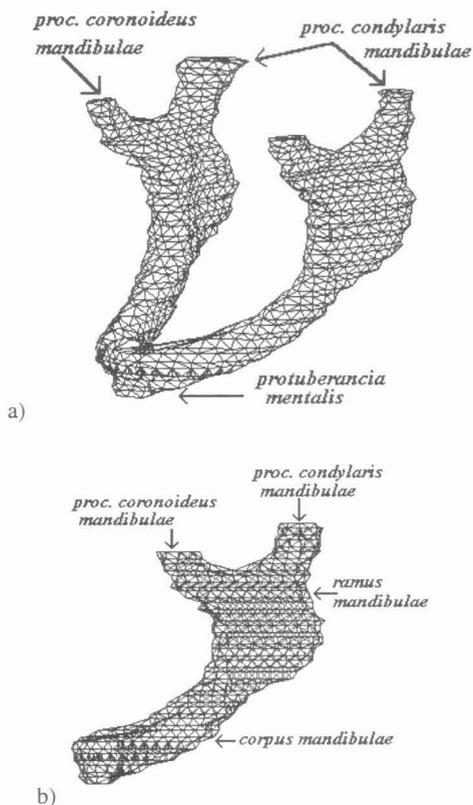


Figura 15. Reconstrução da mandíbula (3.258 faces), mostrando as arestas das faces visíveis segundo o teste de visibilidade. Alguns detalhes anatômicos são indicados para a) vista ântero-lateral; b) vista lateral.

20%, necessidade do teste de visibilidade 63%, e plataforma 21% de redução de leitura e submissão ao teste de visibilidade de 59% das faces.

A análise da distribuição das normais das faces por tipo de visibilidade é necessária porque está relacionada com o tempo de processamento. Quanto maior a percentagem do tipo 0, menos leituras são necessárias. Ao diminuir a quantidade de testes de visibilidade, reduzem-se os cálculos e portanto mais uma vez o tempo de processamento. A distribuição das faces nas SUs dos objetos uniformes é homogênea, o que não acontece com outros objetos tais como (listados segundo o grau de perda de homogeneidade): ovóide, ovóide alongado, esfera, plataforma, cilindro e disco. Estes resultados dependem do tipo de rotação; nestes exemplos, em torno do eixo x ou z. Quanto mais uniforme a distribuição das faces de um objeto nas SUNs, tanto mais as percentagens de redução de leitura se aproximam de 27% e a necessidade de teste de visibilidade dos 46%, independentemente

da rotação utilizada. Assim, o fundamental é a distribuição das faces pelas SUs e não a complexidade do objeto.

Os objetos anatômicos apresentam um comportamento semelhante aos objetos geométricos. A Tabela 6 mostra os resultados obtidos com o método de Classificação Simples para o crânio humano. Em média para as rotações no eixo x, o número de leituras foi reduzido em 26% (tipo 0), sendo o teste de visibilidade aplicado a somente 49% das faces do crânio. Adicionalmente, tem-se que para a vista látero-anterior (Figura 14a) resulta uma maior economia de leituras de faces (33%) e menor percentual de testes de visibilidade (41%). Os resultados obtidos para a vista superior (Figura 14b), são mais próximos das médias das rotações nos eixos x e z. Nota-se ainda que a densidade de faces difere entre regiões; por exemplo, na Figura 14a é menor na parte externa da calota craniana e na mandíbula (reconstruídas por somente uma única camada de faces) do que na parte superior-central, na qual a densidade de faces é o dobro, devido a superposição da parte externa direita e interna esquerda dos ossos da calota craniana. A elevada densidade observada na região facial retrata a maior complexidade anatômica desta região. Na vista superior do crânio (Figura 14b) nota-se uma menor densidade, correspondente a camada simples da calota por cima do *foramen magnum*.

Tabela 6. Classificação Simples para o Crânio; visibilidade possível - 2; visibilidade garantida - 1; invisibilidade garantida - 0.

Tipo de Face	Média (rotação 360 graus)		Vista	
	Eixo x	Eixo z	ântero-lateral	superior
0	25%	28%	33%	29%
1	26%	27%	26%	25%
2	49%	45%	41%	46%

Na Tabela 7 são mostrados os resultados para a reconstrução 3D da mandíbula (Figura 15). O método de Classificação Simples implica em redução média do número de leituras em 23%, e teste de visibilidade aplicado a somente 51% das faces. Como esperado, as percentagens das vistas ântero-lateral e lateral são semelhantes. Adicionalmente, a mandíbula apresenta uma maior não-homogeneidade na distribuição das faces que o crânio, pois este último pode ser aproximado a um ovóide (vide Figura 12a).

Tabela 7. Classificação Simples para a Mandíbula; visibilidade possível - 2; visibilidade garantida - 1; invisibilidade garantida - 0.

Tipo de Face	Média (rotação 360 graus)		Vista	
	Eixo x	Eixo z	ântero-lateral	lateral
0	23%	29%	29%	29%
1	25%	25%	33%	33%
2	53%	46%	38%	38%

Posição das faces no espaço

Tabela de distância entre as faces (SUP) -- Na exibição de estruturas 3D, as distâncias entre o observador e as faces que compõem o objeto e entre as próprias faces devem ser determinadas. Diferentes abordagens para otimização do tempo de ordenação das faces podem ser empregadas (Sutherland, 1974). Neste trabalho será usado o conhecimento *a priori*.

Uma tabela de distâncias pode ser criada de acordo com o número de SUPs, por exemplo para as 8 SUPs da Figura 16 tem-se a Tabela 8. Para cada uma das p SUPs é determinada a distância para as outras $(p-1)$, e preenchida a p -ésima linha em ordem crescente de distância. Por exemplo, tomando-se como ponto de partida a SUP5, a SUP mais próxima é a própria, a mais distante é a SUP1 (lado oposto), e na vizinhança imediata a SUP5 encontram-se as SUPs 6 e 4.

Tabela 8. Ordem das Distâncias entre 8 SUPs, conforme Figura 16.

		Ordem da Distância							
		SUP	1	2	3	4	5	6	7
Observador olha para a SUP	1	1	2	8	3	7	4	6	5
	2	2	3	1	4	8	5	7	6
	3	3	4	2	5	1	6	8	7
	4	4	5	3	6	2	7	1	8
	5	5	6	4	7	3	8	2	1
	6	6	7	5	8	4	1	3	2
	7	7	8	6	1	5	2	4	3
	8	8	1	7	2	6	3	5	4

Classificação Dupla -- Para cada novo objeto é realizada uma Classificação Dupla, por exemplo na Figura 16 o objeto fechado, não convexo em 2D, centralizado na origem. Numa primeira fase, com a ajuda das retas x , y , e_1 e e_2 o espaço em que o objeto se encontra é dividido em 8 SUPs, das quais este objeto só ocupa sete SUPs; na SUP6 não se encontra nenhuma face do objeto. Os vértices das faces do objeto são classificados em p SUPs, onde p na Tabela 9 é igual a 8. Numa segunda fase, para cada SUP, classificam-se as normais das faces como descrito anteriormente na Classificação Simples. Assim, a face F1 possui uma normal que é classificada como pertencente a SUN1. Similarmente, todas as normais das faces são classificadas, percorrendo a superfície do objeto no sentido anti-horário, como mostra a Figura 17. Deste modo, todas as faces são classificadas duplamente, pelas SUPs e SUNs, o que se reflete também na estrutura do arquivo de índices (Figura 18), contendo (para cada par de SUP e SUN) o endereço indicando a localização inicial, a partir da qual encontram-se os registros correspondentes no arquivo de Faces.

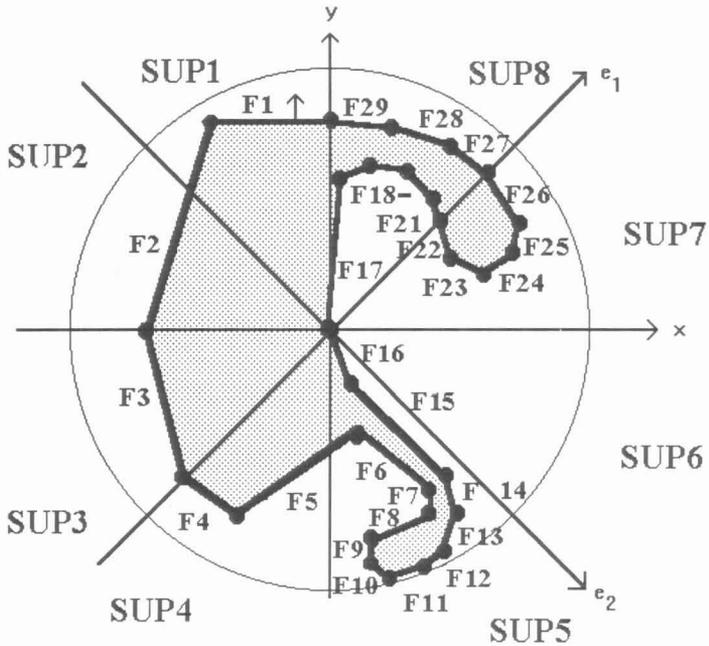


Figura 16. Objeto 2D composto por 29 faces apresentando convexidades e concavidades, centralizado na origem e dividido em 8 Unidades Espaciais (SUP).

Tabela 9. Classificação Dupla das faces F1 a F29 do objeto da Figura 16. Faces classificadas em 8 SUPs segundo sua posição no espaço 2D e classificadas de acordo com as normais.

FACES	SUP	SUN (em ordem segundo a aparição das faces em ordem anti-horária)
F1	1	1
F2	2	2
F3	3	3
F4 e F5	4	4, 5
F6 a F16	5	4, 2, 1, 2, 4, 5, 5, 6, 7, 8, 7
-	6	-
F22 a F26	7	3, 4, 5, 6, 7,
F17 a F21	8	6, 5, 4, 3, 3
F27 a F29		8, 8, 8

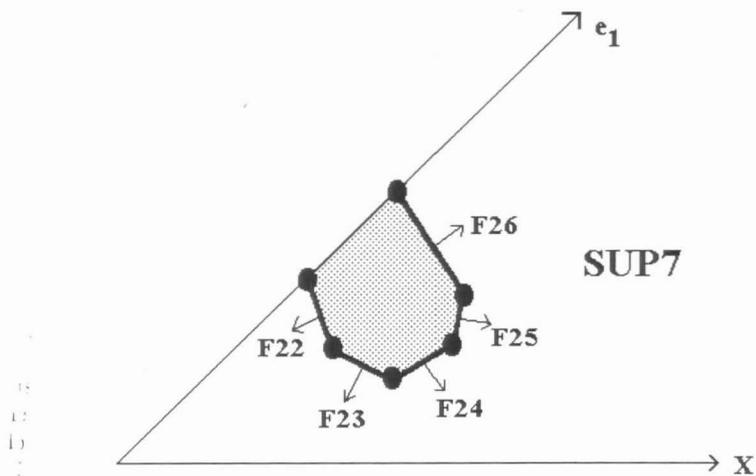


Figura 17. SUP7 constituída de 5 faces classificadas de acordo com suas normais em SUNs: a normal a F22 é classificada como pertencente a SUN3, enquanto que a F23 a SUN4, F24 a SUN5, F25 a SUN6 e F26 na SUN7, conforme mostrado na Tabela 9.

Uma vez que esta Classificação Dupla foi realizada, o objeto está pronto para ser manipulado quantas vezes o usuário desejar. Para um determinado ângulo do observador, o programa estabelece em que SU este se encontra. A tabela de distâncias (Tabela 8) é então acessada para se estabelecer em que ordem as SUPs do objeto devem ser processadas. Para cada SUP, a visibilidade das faces é testada, recorrendo-se ao conhecimento *a priori* da visibilidade das SUNs, usando a mesma SU como índice e acessando seqüencialmente a visibilidade para todas as s SUNs (Tabela 5), como mostrado para a Classificação Simples. (Somente as faces do tipo 1 e 2 são lidas, e unicamente as do tipo 2 são submetidas ao teste de visibilidade.)

Resultados com 48 SUPs e SUNs usando Classificação Dupla -- Os resultados da Classificação Dupla apresentam as mesmas reduções do número de leituras e do teste de visibilidade, mantendo a mesma qualidade visual. A vantagem deste método consiste na pré-ordenação por Unidades Espaciais. Assim os algoritmos ordenam somente faces que já apresentam uma certa relação espacial, reduzindo portanto o tempo de processamento de operações como a dissecação por planos em sistemas tutoriais.

O tempo total de processamento para a vista superior do crânio (Figura 14b) foi de 9,28 s (ambiente Windows), dos quais somente 2,1 s são necessários para a leitura de dados do disco (faces do tipo 1 e 2) e teste de visibilidade (tipo 2). Para o mesmo ângulo de vista, a mandíbula requer 1,27 s para ser processada, sendo 0,4 s destinados a leitura e teste.

Arquivo de Faces

SUP	SUN	n_1	n_2	n_3	x_1	y_1	z_1	x_2	y_2	z_2	x_3	y_3	z_3
1	1												
1	1												
1	1												
1	1												
1	2												
1	2												
1	3												
1	3												
1	3												
1	⋮												
2													
⋮	⋮												
48	48												

Arquivo de Índice

e	SUP	SUN
0	1	1
127	1	2
191	1	3
e_k	48	48

Figura 18. Estrutura dos arquivos de Faces e de Índice para 48 SUPs e SUNs.

DISCUSSÃO

Os métodos de Classificação Simples e Classificação Dupla produzem em média uma redução do número de leituras para a mandíbula em 23% e para o crânio em 25% (rotação eixo x), sendo o teste de visibilidade aplicado a somente 53% das faces da mandíbula e 49% do crânio. Os objetos geométricos apresentam um comportamento semelhante. Estes resultados indicam a validade dos dois procedimentos, pois obteve-se uma substancial redução do número de leituras, e diminuição para cerca da metade do número de cálculos na determinação da visibilidade das faces que constituem o objeto, sem que haja degradação da qualidade visual na reconstrução dos objetos geométricos ou estruturas anatômicas. A complexidade e o tamanho do objeto não influenciam estes resultados, os quais dependem entretanto, da homogeneidade da distribuição das faces nas Unidades Espaciais.

O uso de um maior número de Unidades Espaciais (neste trabalho foram usadas 48) diminui o volume unitário e aumenta a quantidade de faces com visibilidade/invisibilidade garantida, reduzindo portanto, ainda mais, a necessidade de leituras e de processamento na determinação da visibilidade. Outras vantagens podem ser obtidas usando-se o conhecimento *a priori* das normais, tais como o sombreado, para o qual é necessária a informação da inclinação das faces. As Unidades Espaciais de Posição mantem uma relação espacial entre as faces, facilitando provavelmente a manipulação de blocos de faces em operações tais como a simulação da dissecação anatômica.

AGRADECIMENTOS

Ao CNPq e à CAPES pelo apoio financeiro.

REFERÊNCIAS

- AUGUSTINE, J. R., HUNTSBERGER, T. and MOORE, M. (1985). "Computer-Aided Reconstructive Morphology of the Baboon Abducens Nucleus". *The Anatomical Record*. v. 212, p. 210-217.
- AVILA, R. S., SOBIERAJSKI, L. M. and KAUFMAN, A. E. (1994). "Visualizing Nerve Cells". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 14, n. 5, p. 11-13.
- COVER, S. A., EZQUERRA, N. F., O'BRIEN, J. F., ROWE, R., GADACZ, T. and PALM, E. (1993). "Interactively Deformable Models for Surgery Simulation". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 13, n. 6, p. 68-75.
- CUTTS, J. H., HAZELWOOD, S. E., MITCHELL, J. A., BRIDGES, A. J. and 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.
- DERVAN, P. A. (1992). "Interactive Video Learning in Medical School", *Irish Journal of Medical Science*. v. 161, n. 6, p. 408-409.
- DREBIN, R. A., CARPENTER, L. and HANRAHAN, P. (1988). "Volume Rendering". *Computer Graphics*. v. 22, n. 4, p. 65-74.
- FARRELL, E. J., YANG, W. C. and ZAPPULLA, R. A., (1985). "Animated 3D CT Imaging". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 5, n. 6, p. 26-32.
- FARRELL, E. J., ZAPPULLA, R. and KANTROWITZ, A. (1986). "Planning Neurosurgery with Interactive 3D Computer Imaging". *Medinfo*. p. 6-10.
- GONÇALVES, R. J., ROBERTS, D. and LOTUFO, R. A., (1992) "Validation of linear Distance Measurements from CT Scans using a multiplanar reformatting System". *Anais do I Forum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde '92*. p. 284-287.
- GRANHOLM, J. W., ROBERTSON, D. D., WALKER, P. S. and NELSON, P. S. (1987). "Computer Design of Custom Femoral Stem Prostheses". *IEEE Computer Graphics and Applications*. n. 2, p. 26-35.
- HERMAN, G. T. and LIU, H. K., (1979). "Three-Dimensional Display of Human Organs from Computed Tomograms". *Computer Graphics and Image Processing*. v. 9, p. 1-21.
- HERMAN, G. T., (1990). "A Survey of 3D Medical Imaging Technologies". *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. v. 9, n. 4, p. 15-17.
- HÖHNE, K. H., BOMANS, M., RIEMER, M., SCHUBERT, R., TIEDE, U. and LIERSE, W. (1992) "A Volume-based Anatomical Atlas". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 12, n. 4, p. 72-78.
- KAUFMAN, A. E., COHEN, D. and YAGEL, R. (1993). "Volume Graphics". *IEEE Computer*. v. 26, n. 7, p. 51-64.

- KAUFMAN, A. E., NIELSON, G. M. and ROSENBLUM, L. J. (1994a). "The Visualization Revolution". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 13, n. 4, p. 16-17.
- KAUFMAN, A. E., (1994b). "Voxels as a Computational Representation of Geomtry". *ACM Siggraph*. p. 1-43.
- KEPPEL, E., (1975). "Approximating Complex Surfaces by Triangulation of Contour Lines". *IBM Journal of Research Development*. n. 1, p. 2-11.
- KLEMT, A. (1991). *Reconstrução Tri-Dimensional do Crânio Humano*. Tese de M.Sc., Programa de Engenharia Biomédica. COPPE/UFRJ. Rio de Janeiro.
- LEVOY, M. (1988). "Display of Surfaces from Volume Data". *IEEE Computer Graphics and Applications*. n. 5, p. 29-37.
- LOFTIN, R. B. and KENNEY, P. J. (1995). "Training the Hubble Space Telescope Flight Team". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 15, n. 5, p. 31-37.
- LORENSEN, W. E. and CLINE, H. E. (1987). "Marching Cubes : A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm". *ACM Computer Graphics*. v. 21, n. 4, p. 163-169.
- MANDARIM-DE-LACERDA, C. A. (1995). *Métodos Quantitativos em Morfologia*. EDUERJ. Rio de Janeiro.
- MEAGHER, D. (1982). "Geometric Modeling Using Octree Encoding". *Computer Graphics and Image Processing*. v. 19, p. 129-147.
- NELSON, T. R. and ELVINS, T. T.(1993). "Visualization of 3D Ultrasound Data". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 13, n. 6, p. 50-57.
- NEY, D.R. and FISHMAN, E.K. (1991). "Editing Tools for 3D Medical Imaging". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 11, n. 6, p. 63-71.
- NIELSON, G. M. (1995)."Visualization Takes its Place in he Scientific Community". *IEEE Transactions on Computer Graphics*. v. 1, n. 2, p. 97-98.
- PAGENDARM, H. P. and WALTER, B. (1995). "Competent, Compact, Comparative Visualization of a Vortical Flow Field". *IEEE Transactions on Computer Graphics*. v. 1, n. 2, p. 142-150.
- PIEPER, S., ROSEN, J. and ZELTZER, D. (1992). "Interactive Graphics for Plastic Surgery : A Task-Level Analysis and Implementation". *1992 Symposium on Interactive 3D Graphics. ACM SIGGRAPH*. p. 127-134.
- POMMERT, A., BOMANS, M., RIEMER, M., TIEDE, U. and HÖHNE, K. H. (1993) "3D-Imaging in Medicine". *Encyclopedia of Computer Sience and Technology*. v. 28, Suplemento 13, p. 341-370.
- RHODES, M. L.(1993). "Computer Graphics in Medicine". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 13, n. 6, p. 49.

- ROSENBLUM, L. J. and NIELSON, G. M. (1991). "Visualization Comes of Age". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 11, n. 3, p. 15-17.
- ROSENBLUM, L. J. and BROWN, B. E. (1992). "Visualization". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 12, n. 4, p. 18-20.
- SAKAS, G., SCHREYER, L. A. and GRIMM, M. (1995). "Preprocessing and Volume Rendering of 3D Ultrasonic Data". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 5, n. 4, p. 47-54.
- SILVER, D. (1995). "Object-Oriented Visualization". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 15, n. 3, p. 54-62.
- STYTZ, M. R., FRIEDER, G. and FRIEDER, O. (1991). "Three-Dimensional Medical Imaging: Algorithms and Computer Systems", *ACM Computing Surveys*, v. 23, n. 4, p. 421-499.
- SUTHERLAND, I. E., SPROULL, R. F. and SCHUMACKER, R. A. (1974). "A Characterization of Ten Hidden-Surface Algorithms". *Computer Surveys*. v. 6, n. 1, p. 387-441.
- TIEDE, U., (1988). *Entwurf, Implementation and Vergleich verschiedener Repräsentationsformen für die 3D-Darstellung von medizinischen Objekten*, master's thesis. Universität Hamburg, Hamburg, West Germany.
- TOENNIES, K. D. and TRONNIER, U. (1990). "3D Modeling Using an Extended Cell Enumeration Representation". *Computer Graphics*. v. 24, n. 5, p. 13-20.
- WILHELMS, J. and GELDER, A. V. (1990). "Octrees for Faster Isosurface Generation Extended Abstract". *Computer Graphics*. v. 24, n. 5, p. 57-62.
- YOSHIDA, R., MIYAZAWA, T. and OTSUKI, T. (1993) "Clinical Planning Support System-CliPSS". *IEEE Computer Graphics and Applications*. v. 13, n. 6, p. 76-84.

A PRIORI KNOWLEDGE FOR 3D VISUALIZATION OF ANATOMICAL STRUCTURES

A. Klemt¹ and A. F. C. Infantosi²

ABSTRACT -- In the biomedical field the methods most commonly used in 3D visualization are Surface and Volume. The objective of this work is to develop a flexible method for 3D visualization, with regard to the nature of the object, suitable for diverse applications in the biomedical field (particularly anatomical structures) and implemented on a microcomputer. Two procedures, based on *a priori* knowledge of the attributes of the object's faces, are investigated. The first, classification into *Spatial Units of Normals* (SUNs), groups the normals of faces with similar inclination, while the second, classification into *Spatial Units of Position* (SUPs), additionally divides the space into regions of equal volume. Using geometric objects and anatomical structures, three tests were performed: traditional, Simple Classification (SUN) and Double Classification (SUN and SUP). For the totally uniform objects (homogeneous distribution of the faces in the Spatial Units), reductions were obtained of 27% in the number of read operations and 54% in visibility tests. A reduction also occurs for non-homogeneous objects, through the degree depends on the observer's angle of view. In the reconstruction of a human skull (31,873 faces) for example, in a anterior-lateral view, a reduction of 33% in the number of read operations and a reduction to 41% of visibility tests was obtained. For both methods proposed, the 3D reconstruction of the skull and the mandible shows the same visual quality as that obtained by the traditional procedure.

Key-words : 3D Surface Visualization, Visualization of Anatomy, Computer Graphics

¹ Doctoral student - Biomedical Engineering Program, COPPE/UFRJ

² Professor - Biomedical Engineering Program, COPPE/UFRJ,

Caixa Postal 68510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ - Brazil, E-Mail: afci@peb.ufrj.br