



Diversos autores tem apresentado sistemas computadorizados com o objetivo de manipular a informação tridimensional bem como permitir a sua visualização. Entre as aplicações descritas na literatura podemos ressaltar: localização de tumores cerebrais [Farrel,1985; Meagher,1985], planejamento de cirurgia [Dev,1983; Meagher,1985], projeto de próteses ortopédicas [Rhodes,1985; Reunman,1985] e estudo da anatomia funcional de órgãos e estruturas [Hoffman,1985].

Neste trabalho pretendemos discutir as diversas dificuldades a serem transpostas no desenvolvimento de um sistema deste tipo. Pretendemos, ainda, descrever o sistema em desenvolvimento no Grupo de Sistemas Biomédicos do Departamento de Engenharia Elétrica do Imperial College, em Londres.

### Conceitos Básicos

O volume médico que se pretende manipular e visualizar consiste de uma seqüência de  $M$  imagens digitais, cada uma com  $N^2$  elementos, chamados pixels (Picture Element). Assumir imagens quadradas é uma simplificação que não compromete a generalidade, pois dada uma imagem retangular sempre se pode gerar uma imagem quadrada que a contenha. Além disso, a maioria dos sistemas comerciais de CT utiliza imagens quadradas. Cada um dos  $N^2$  pixels tem uma densidade óptica cujo valor está associado ao fenômeno físico através do qual a seqüência de imagens foi obtida; por exemplo, a transparência ao Raio-X. Normalmente, estas densidades são dadas por números inteiros cuja faixa de variação é uma característica do equipamento em uso. Sistemas comerciais de CT trabalham normalmente com resoluções de profundidade de 8 a 12 bits.

Uma segunda simplificação é assumir que o volume a ser processado consiste de  $N$  imagens, cada uma com  $N^2$  pixels; e que a distância entre os centros de dois pixels adjacentes é a mesma que entre dois pixels na mesma linha e na mesma coluna em planos adjacentes. A relevância desta simplificação está em que o elemento de volume passa a ser cúbico, o que facilita a implementação de programas para visualização das estruturas de interesse, como veremos 'a frente. Assumir volumes cúbicos não significa perda de generalidade, pois qualquer seqüência de imagens pode ser processada de maneira a produzir um volume cúbico com mesma informação. A este elemento cúbico de volume chamaremos voxel (Volume Element), e ao número inteiro a ele associado chamaremos valor do voxel. Um voxel é definido pelas coordenadas espaciais do seu centro. Na notação por nós adotada, consistente com Herman [1983], um voxel é definido pelas coordenadas  $x, y$  e  $z$  de seu centro. No nosso caso,  $x, y$  e  $z$  são números inteiros entre 1 e  $N$ . Assim, a Cena Digital é definida por um par  $(S, F)$  onde:

$$S = \{v / 1 \leq x \leq N \wedge 1 \leq y \leq N \wedge 1 \leq z \leq N\}$$

O símbolo  $\wedge$  é o operador lógico "e" e  $F$  é um mapeamento de  $S$  em  $I$ , o conjunto de números inteiros. Por esta notação, o valor do voxel  $v$  é dado por  $F\{v\}$ .

Conforme sugerido por Leinz [1984], a Cena Digital corresponde a um "mundo semi-transparente", ou seja, o interior da Cena Digital é conhecido, pois todos os voxels são conhecidos. Somando-se a contribuição de cada voxel ao longo do eixo observador-Cena Digital pode-se criar o que seria uma simulação de transparência óptica.

No entanto, se o que se deseja é poder manipular e visualizar separadamente estruturas de interesse, como é frequentemente o caso, então deve-se identificar estas estruturas dentro da Cena Digital. Objetos podem ser definidos como sendo conjuntos de voxels que satisfaçam um dado predicado  $P$ . Assim,

$$O = \{v / v \in S \wedge P(g(t))\}$$

onde  $O$  é o Volume Digital, ou Objeto Digital,  $P(g(t))$  é um dado predicado em que  $t$  é um vetor característico associado a  $v$  e  $g(t)$  é uma função discriminante usada para classificar  $v$ . Diferentes predicados podem ser usados ao mesmo tempo, levando a um ou mais objetos distintos que podem ser posteriormente visualizados em diferentes cores.

O predicado  $P(g(t))$  pode estar associado a diferentes graus de complexidade. Suponhamos por um momento, que a Cena Digital em estudo tenha sido obtida por Raio-X. Neste caso, um predicado tão simples como "valor do voxel maior do que um certo limite" poderia ser suficiente para se conseguir uma boa separação de estruturas ósseas, devido ao fato de que a atenuação do Raio X causada pelos ossos é muito maior do que a causada por outros tecidos. Infelizmente, a identificação de estruturas de interesse nem sempre é tão simples. Normalmente, os diversos tecidos envolvidos levam a voxels cujos valores são semelhantes, tornando necessária a análise de cada voxel dentro de um contexto definido pela Cena Digital. Assim, técnicas mais sofisticadas têm sido propostas, cada uma visando um tipo de estrutura, não existindo uma técnica única capaz de identificar toda e qualquer estrutura.

A identificação das estruturas de interesse pode ser executada imagem por imagem. Neste caso, a tarefa é simplificada pois a informação bi-dimensional é mais simples de ser entendida e também devido ao fato de que se pode utilizar todo um arsenal de ferramentas desenvolvidas em Processamento de Imagens para detecção de contornos. Alternativamente, a identificação do volume digital pode ser feita em tres dimensões. Se por um lado isto significa um aumento na complexidade e conseqüentemente no tempo do processamento, por outro significa que se pode contar com toda a informação disponível e pode-se utilizar conceitos como coerência espacial para tornar os métodos mais rápidos e precisos. Uma discussão de técnicas bi e tri-dimensionais para determinação de estruturas dentro da Cena Digital pode ser encontrada em [Artzy,1980,1981; Chen,1984; Liu,1977 e Udupa,1982].

Diversos autores propõem que estas técnicas, tanto 2D quanto 3D, sejam usadas inteiramente, com o auxílio de dispositivos do tipo digitalizador ou "mouse", usados como se fossem um "bisturi eletrônico" [Dev,1983; Goldwasser,1985; Udupa,1985].

Uma vez identificado, o volume digital pode ser manipulado e visualizado usando-se técnicas desenvolvidas em Computação Gráfica, devidamente adaptadas ao conceito de Cena Digital. A necessidade mais fundamental a ser atendida consiste na habilidade de se girar o objeto digital arbitrariamente em relação a um sistema fixo de eixos cartesianos e então construir uma imagem que seja uma "fotografia" do volume digital. Esta "fotografia" é o que chamaremos de Imagem Sombreada e a sua obtenção envolve :

- a. **Projetar o volume digital no plano de visão:** Consiste em se determinar a posição a ser ocupada por cada voxel quando projetado no plano de visão, ao longo do eixo observador-voxel (*Figura 1*). Se a distância entre o observador e a Cena Digital for muito maior do que as dimensões da Cena Digital, então os eixos observador-voxel serão sempre paralelos e conseqüentemente os voxels serão projetados ortogonalmente ao plano de visão. A unanimidade dos sistemas de aplicação médica de nosso conhecimento adota esta simplificação. A conseqüente ausência de perspectiva não constitui uma limitação severa, pois normalmente os volumes médicos são vistos de uma distância grande quando comparada ao seu tamanho.
- b. **Determinação da superfície visível:** A determinação da superfície visível é um passo fundamental na obtenção da imagem sombreada. Basicamente, deve-se determinar para cada pixel no plano de visão, as faces dos voxels que estejam mais próximas do observador, ao longo do eixo voxel-observador. As vantagens de se utilizar voxels cúbicos são que no máximo 3 das 6 faces de cada voxel são visíveis ao mesmo tempo e que se pode determinar a visibilidade de uma face através da comparação

das distâncias voxel-observador, conforme demonstrado por Herman [1979].

Os algoritmos mais utilizados para determinação da superfície visível são do tipo "Back-to-Front" e "Z-Buffer". O primeiro envolve a ordenação de todas as faces ao longo do eixo Z, tornando simples o processo de determinação dos voxels visíveis. Entretanto, a ordenação em si é um processo lento. Na técnica "Z-Buffer", primeiramente se atribui a todos os pixels do plano de visão um valor maior do que a máxima distância plano de visão-voxel possível. Em seguida, projetam-se os voxels um a um sobre o plano de visão, armazenando-se em cada pixel o valor correspondente 'a distância entre o voxel e o plano de visão, apenas se esta distância for menor do que o valor armazenado no pixel. Assim, após o processamento de todos os voxels, o plano de visão irá conter as distâncias correspondentes aos voxels visíveis. Uma descrição detalhada destes algoritmos pode ser encontrada em [Foley,1984].

- c. Sombreamento: Os diversos modelos de sombreamento procuram simular os efeitos ópticos encontrados na vida real. Ainda que em computação gráfica modelos extremamente sofisticados de sombreamento tenham sido desenvolvidos (ver p. ex, [Anamatides,1987]), os sistemas médicos estão, no presente, restritos a alguns modelos mais simples. É verdade que a preocupação primordial, do ponto de vista médico, é poder visualizar a estrutura de interesse o mais realisticamente possível. No entanto, ao contrário do que ocorre em outros setores da computação gráfica, como simulação de vôo e cinema de animação, aqui não se tem como objetivo construir imagens tão reais que sejam capazes de iludir o observador. Um modelo de sombreamento simples é o chamado "Depth Code" [Leinz,1984], uma técnica em que a intensidade de cada pixel é dependente apenas da distância observador-voxel. Outras técnicas de sombreamento procuram modelar o efeito de reflexão luminosa [Phong,1975; Torrance,1967]. Levadas 'as últimas consequências, estas técnicas envolvem o cálculo de reflexões múltiplas para a formação de imagens extremamente reais [Whitted,1980]. Nas aplicações médicas, entretanto, a reflexão luminosa tem sido modelada através do ângulo formado entre o eixo normal 'a superfície do objeto em estudo e o eixo observador-objeto, assumindo-se que a fonte de luz esteja na mesma posição em que o observador, de maneira que não se formem sombras. Neste modelo, a intensidade luminosa gerada por um ponto na superfície do objeto é máxima quando o eixo normal 'a superfície e o eixo observador-objeto são paralelos, e nula quando estes eixos são ortogonais entre si. Pode-se assumir que a variação entre estas duas posições extremas seja da forma  $\cos^p(\alpha)$ , onde  $\alpha$  é o ângulo entre os dois eixos e  $p$  está associado 'a rugosidade da superfície do objeto em estudo. Chen [1985], apresenta uma boa comparação de técnicas de sombreamento aplicadas 'a Cena Digital. Neste mesmo trabalho é apresentada uma inovadora técnica de "Gradient Shading", em que a normal 'a superfície do objeto digital é calculada a partir da imagem gerada na determinação da superfície visível, e não a partir da informação tri-dimensional.

Com o objetivo de minimizar o efeito da amostragem na formação das imagens geradas por computador [Crow,1977] tem se lançado mão de técnicas de filtragem tipo "Moving Average" efetuadas sobre imagens com grande número de pixels. Udupa [1983], por exemplo, cria uma imagem sombreada de 512x512 pixels que é reduzida a uma imagem de 256x256 pixels usando-se um filtro de 9 pontos.

A determinação da superfície visível e o sombreamento constituem o arcabouço dos sistemas médicos de visualização do objeto digital. 'A estas facilidades básicas podem ser incorporados algoritmos para sectionamento interativo do objeto digital, bem como outras formas de visualização da informação tri-dimensional, como simulações de radiografia, transparência ou mesmo a obtenção de secções transversais em qualquer plano.

A grande maioria dos sistemas existentes hoje tem sido aplicada 'a estruturas ósseas, devido principalmente ao alto contraste existente entre o tecido ósseo e tecido "mole". No





representando maior flexibilidade para o sistema. Os programas tem sido escritos em VAX/VMS Fortran 77 e não utilizam rotinas especiais a menos das necessárias para controlar o terminal. Isto, por si só, não garante a portabilidade imediata dos programas desenvolvidos a outros computadores, mas facilita muito caso isto venha a ser de interesse.

- b. Dimensões da Cena Digital: O número de voxels que compõem a Cena Digital pode ser determinado durante compilação e seu valor máximo é dependente do computador utilizado e dos terminais envolvidos. Os exemplos mostrados neste trabalho foram obtidos usando-se Cenas Digitais de  $64^3$  voxels, e a capacidade máxima do sistema existente hoje está na faixa dos  $128^3$  voxels.
- c. Operacionalidade: O Sistema pode ser operado através de digitalizador/mouse ou através de um arquivo que contenha os comandos. Isto permite que se "programe" o sistema, ou seja, que um conjunto de operações seja armazenado e executado sempre que necessário.

O controle da utilização do espaço na tela é feito automaticamente pelo sistema, que pode mostrar imagens em até 4 diferentes tamanhos, dependendo do número de voxels que compõem a Cena Digital.

#### Conclusão

Neste trabalho apresentamos o sistema em desenvolvimento no Grupo de Sistemas Biomédicos do Departamento de Engenharia Biomédica do Imperial College para a visualização e manipulação de volumes médicos.

Os resultados até aqui obtidos usando-se objetos digitais "sintéticos" tem sido encorajadores.

O número e a variedade de aplicações que se abrem para um sistema como o proposto são ilimitados. Qualquer fonte de imagens que seja capaz de gerar uma sequência de cortes paralelos pode ser usada diretamente como entrada do sistema. Uma vez que a maior dificuldade é a identificação das estruturas de interesse, torna-se fundamental que o sistema disponha de facilidades para segmentação interativa de imagens e acima de tudo que novas rotinas possam ser incorporadas ao sistema com facilidade.

Um exemplo de segmentação manual da imagem microscópica e a formação de uma "fatia" do volume médico foram mostrados na *Figura 4*. A reconstrução de segmentos arteriais em Patologia é uma das metas a serem atingidas por este projeto. No entanto, ao contrário do que ocorre com imagens produzidas por CT, lâminas microscópicas geradas por corte seriado não estão necessariamente alinhadas e portanto requerem processamento adicional. Lâminas podem ser alinhadas usando-se referências conhecidas inseridas no bloco de tecido biológico antes de serem seccionadas, ou podem ser alinhadas automaticamente, usando-se técnicas de minimização de erro [Ip,1983]. É dentro desta perspectiva que este projeto se desenvolve. Estimamos que até o fim deste ano estejamos aptos a reconstruir segmentos arteriais completos.

#### Agradecimentos

Este projeto conta com o apoio financeiro da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), do Instituto do Coração (InCor-HCFMUSP) e do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

Bibliografia

- Amanatides J. (1987). **The Quest For Realism: A Survey.** Computer Graphics and Applications, Jan 1987, pp 44-56.
- Artzy et al. (1980). **The Theory, Design, Implementation and Evaluation Of A 3D Surface Detection Algorithm.** SIGGRAPH '80 Conf. Proc. 14, 2-9 1980.
- Artzy et al. (1981). **Boundary Detection in Three Dimensions With A Medical Application.** Computer Graphics V15 92-123, 1981.
- Chen LS et al. (1984). **Interactive Manipulation Of 3D Data Via A 2D Display Device.** Proceedings SPIE Int. Soc. Opt. Eng. (USA), V 507, 25-37, 1984.
- Chen LS et al. (1985). **Surface Shading In The Cuberille Environment.** Computer Graphics and Applications Vol 5, N 12, Dec 85, 33-42.
- Crow FC (1977). **The Aliasing Problem In Computer-Generated Images.** Communications of the ACM 20 (11) Novembro 1977, pp 799-805.
- Dev P, Wood S, Duncan JP e White DN (1983). **An Interactive Graphics System For Planning Reconstructive Surgery.** Computer Graphics and Applications, 3 ,pp 13-19, Agosto 1983.
- Farrel EJ et al. (1985). **Animated 3D CT Imaging.** Computer Graphics and Applications Vol 5, N 12, Dec 85,26-32.
- Foley JD e van Dam A (1984). **Fundamentals Of Computer Graphics.** Addison-Wesley, 1984, 664 pp.
- Goldwasser SM (1985). **The Voxel Processor Architecture For Real Time Display And Manipulation Of 3D Medical Objects.** In Proceedings The Sixth Annual Conference and Exposition: Computer Graphics '85 - Vol VIII, Technical Sessions, Nat Comp Graphics Assoc, Fairfax, VA, 1985, 71-80.
- Herman GT e Liu HK (1979). **Three-Dimensional Display Of Human Organs From Computed Tomograms.** Computer Graphics and Image Processing, Vol 9, pp 1-21, 1979.
- Herman GT e Udupa JK (1983). **Display Of 3D Digital Images: Computational Foundations And Medical Applications.** Computer Graphics and Applications, Aug 1983, 39-45.
- Hoffman EA e Heffernan PB (1985). **A Computer Graphics-Aided 3D Analysis of Heart/Lung Interaction Reconstructed Via DSR Scanning.** In Proc. The Sixth Annual Conference and Exposition: Computer Graphics '85 - Vol VIII, Technical Sessions, Nat Comp Graphics Assoc, Fairfax, VA, 1985, 81-92.
- Ip HHS (1983). **Automatic Detection and Reconstruction Of 3D Objects Using A Cellular Array Processor.** Ph.D. Thesis, University College, University of London, London, 1983.
- Leinz R et al. (1984). **Presentation And Perception Of 3D Images.** IEEE CH2046-1/84/0000/0749\$01.00 1984 749-751.
- Liu HK (1977). **Two- And Three-Dimensional Boundary Detection.** Computer Graphics and Image Processing 6, 123-134, 1977.
- Meagher DJ (1985). **Applying Solids Processing Methods to Medical Planning.** In Proc. The Sixth Annual Conference and Exposition: Computer Graphics '85 - Vol VIII, Technical Sessions, Nat Comp Graphics Assoc, Fairfax, VA, 1985, 101-109.



Phong BT (1975). **Illumination for Computer Generated Pictures.** Communications of the ACM, 18 (6), Junho 1975, pp 311-317.

Reunman K et al. (1985). **Manufacturing Models Of Biomedical Objects Via CAD/CAM and GKS.** Computer Graphics Forum (Netherlands) 4,4 Dez 1985 pp 375-382.

Rhodes ML et al. (1985). **Anatomic Model and Protheses Manufacturing Using CT Images.** In Proc. The Sixth Annual Conference and Exposition: Computer Graphics '85 - Vol VIII, Technical Sessions, Nat Comp Graphics Assoc, Fairfax, VA, 1985, 110-124.

Torrance KE and Sparrow EM (1967). **Theory For Off-Specular Reflection From Roughened Surfaces.** Journal of Optical Society America, 57 (9) Setembro 1967, pp 1105-1114.

Udupa JK (1982). **Interactive Segmentation And Boundary Surface Formation For 3D Images.** Computer Graphics and Image Processing 1982, 18, 213-235.

Udupa JK (1983). **Display Of 3D Information In Discrete 3D Scenes Produced By Computerized Tomography.** IEEE 0018-9219/83/0300-0420\$01.00 1983.

Udupa JK (1985). **Display And Analysis Of 3D Medical Images Using Directed Contours.** In Proc. The Sixth Annual Conference and Exposition: Computer Graphics '85 - Vol VIII, Technical Sessions, Nat Comp Graphics Assoc, Fairfax, VA, 1985, 145-55.

Whitted T (1980). **An Improved Illumination Model For Shaded Display.** Communications of the ACM 23 (6) Junho 1980, pp 343-349.

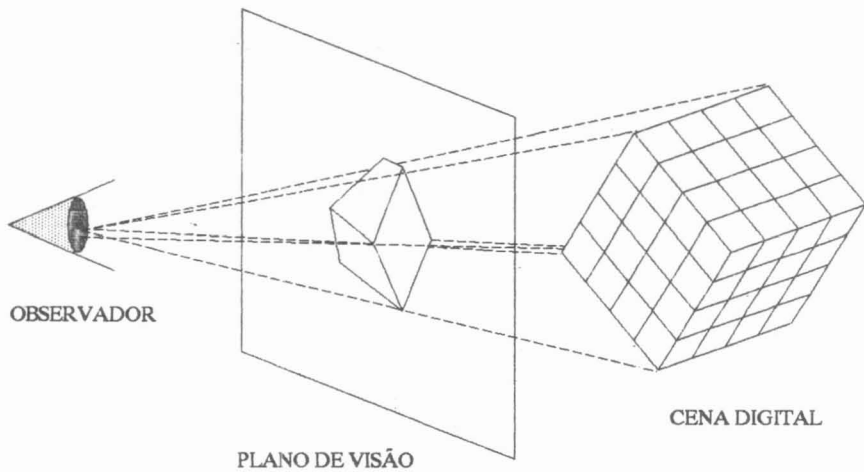


Figura 1: A projeção de cada voxel sobre o plano de visão é feita ao longo do eixo voxel-observador. Se a distância entre o observador e a Cena Digital for muito maior do que as dimensões da Cena Digital, então pode-se admitir que os eixos voxel-observador serão sempre paralelos entre si e ortogonais ao plano de visão.



Figura 2: Do ponto de vista de desenvolvimento, um sistema para a manipulação e visualização de volumes médicos pode ser dividido em dois grandes blocos. O primeiro voltado para a identificação do volume digital e o segundo para a manipulação e visualização de volumes digitais de quaisquer natureza.

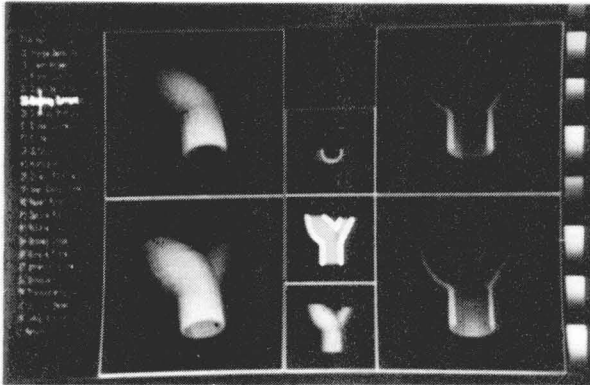


Figura 3: A simulação de artéria carótida é seccionada por um plano paralelo ao plano da tela (C,D e E) e seu interior visualizado. As imagens em B e F foram obtidas usando-se um algoritmo para a geração de sombras. Nestas imagens, a fonte de luz está situada atrás do observador, a uma distância infinitamente grande,  $45^\circ$  acima da linha de horizonte e  $45^\circ$  à direita do observador.

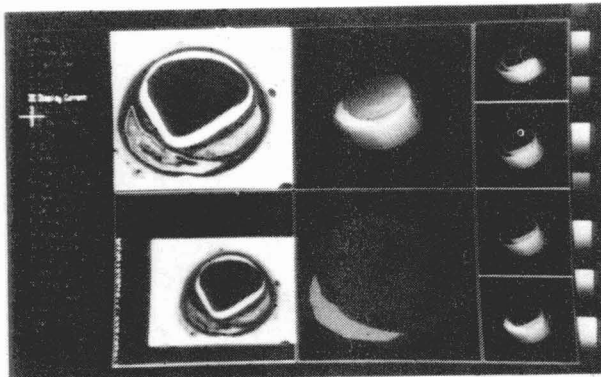


Figura 4: Uma fotografia de lâmina do corte seriado é lida usando-se uma câmera de vídeo acoplada ao sistema. Na imagem formada (A) pode-se definir uma *região de interesse* a ser ampliada (B). A segmentação manual é feita usando-se um digitalizador para definir os contornos de em (B). Em (C) pode-se ver a imagem segmentada e em (D, E, F e H) pode-se ver a "fatia" de volume gerada.

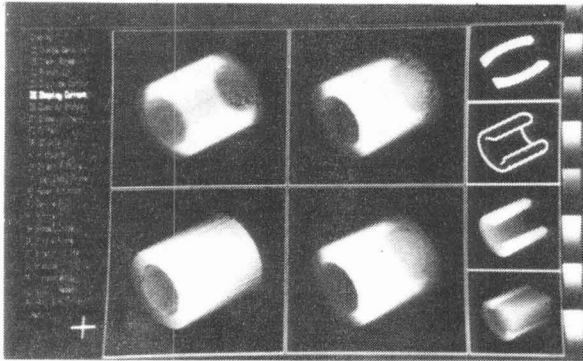


Figura 5: Aqui podem-se ver técnicas alternativas de representação do volume digital. O cilindro ôco de (A) foi processado de forma a gerar uma simulação de radiografia (B). Em (C) pode-se ver uma transparência que se repete, após filtragem do tipo *moving average*, em (D). Em (E), um bloco que intercepta o cilindro ôco, pode ser removido para permitir a visualização de partes internas (F). A imagem em (G) foi produzida usando-se um filtro para detecção de contornos aplicado à imagem anterior. Finalmente, em (H) vê-se um corte planar do cilindro ôco, paralelo ao planon da tela, passando pelo centro geométrico do Cena Digital.

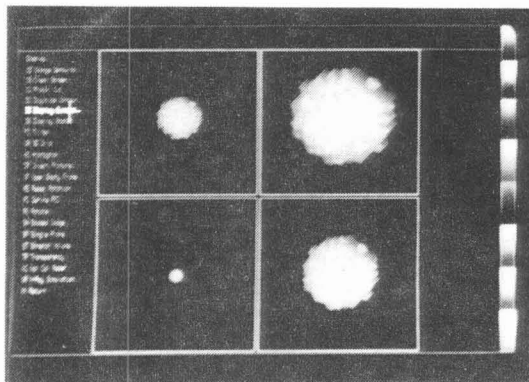


Figura 6: O volume digital apresentado nesta figura é uma "esfera" definida por um raio de apenas 5 voxels. Em (A) vê-se a representação obtida usando-se um píxel cuja área é 4 vezes maior do que a área da face dos voxels. Em (B, C e D) esta relação é aumentada para 6, 10 e 14 respectivamente.

## HANDLING AND DISPLAY OF MEDICAL VOLUMES

L.A. MOURA e R.I. KITNEY

**ABSTRACT**— CT-based Medical Imagery Systems generate three-dimensional information which is generally processed and displayed as a series of cross-sections. It is the clinician's task to mentally reconstruct the 3D structure of medical objects. However, it has been shown that computer graphics and image processing techniques can be employed to achieve a more natural, and mainly more informative, representation. In this paper we introduce the basic concepts involved in this task and present the system for handling and display of medical volumes currently in development at the Imperial College Biomedical Systems Group, London.

---

Aluno de doutorado do Departamento de Engenharia Elétrica do Imperial College, em Londres.

Head of Biomedical Systems Group, Department of Electrical Engineering, Imperial College, Exhibition Road, London SW7 2AZ, United Kingdom.