

VISUALIZAÇÃO TRI-DIMENSIONAL: UM EXEMPLO CLÍNICO

Óscar E. C. Mealha, Beatriz Sousa Santos e António Sousa Pereira

Universidade de Aveiro, PORTUGAL / INESC
Departamento de Electrónica e Telecomunicações
Tel. 351-34-20173 Fax. 351-34-381128
e-mail oem@inesca.pt

1 Sumário

Modalidades clínicas como Tomografia Axial Computorizada (TAC), Ressonância Magnética (RM) ou Single Photon Emission Computered Tomography (SPECT) são ferramentas de potencial reconhecido no auxílio à elaboração de um diagnóstico. Os dados fornecidos por estas modalidades podem ser processados e manipulados com o objectivo de extrair e representar tri-dimensionalmente (3D) determinadas estruturas clínicas. Neste artigo será apresentado um conjunto de ferramentas que foram desenvolvidas para efectuar a reconstrução tomográfica em SPECT e a sua análise, recorrendo à integração de uma representação em superfície dos dados com cortes ortogonais possuindo informação funcional. O objectivo é conseguir uma melhor localização anatómica das zonas de menor actividade, contudo é também possível efectuar medições de distâncias e volumes.

2 Caracterização dos dados de SPECT

Os dados de SPECT são adquiridos por exposição da gama câmara em espaços regulares segundo uma orbita circular ou elíptica. Posteriormente, utilizando o

*O trabalho deste autor é parcialmente financiado pela JNICT (Junta Nacional de Investigação Científica e Tecnológica com bolsa BD/1723/91-IA



módulo de reconstrução tomográfica é gerado o volume pelo método da retroprojeção filtrada[1]. O volume reconstruído pode ter uma dimensão de 64^3 ou 128^3 voxels com uma resolução $\Delta x = \Delta y = \Delta z \approx 8mm$. O valor de 16 bits que é atribuído a cada voxel, caracteriza um determinado funcionalismo na região 3D que representa. O tipo de filtro que é utilizado no processo de reconstrução condiciona bastante a gama dinâmica dos valores associados a cada voxel. Os testes que fizemos revelaram que o filtro Gaussiana com uma largura a meia altura de $FWHM = 1.5$ e $freq.deNyquist = 0.8$ são a melhor escolha. Cada volume é armazenado num ficheiro, numa sequência de secções. Neste artigo utilizamos um volume torácico com dimensão $(64 \times 64 \times 64)$ voxels, sugerimos no entanto que, para um estudo 3D, se utilize um modo de aquisição que forneça $(128 \times 128 \times 128)$ voxels.

3 Técnicas de visualização convencionais

Tradicionalmente, antes da introdução das técnicas de reconstrução 3D, o diagnóstico era feito com base na observação do volume, secção a secção, sendo este percorrido com uma orientação transversal, sagital e/ou coronal. Os dados podem ser submetidos a uma filtragem antes da visualização para extrair algum ruído de reconstrução ou para efectuar uma segmentação de determinadas estruturas.

As figuras 1, 2 e 3 representam quatro secções contíguas do tórax referido. O ruído de reconstrução tomográfica foi retirado interactivamente por segmentação de histograma utilizando os métodos implementados no módulo de visualização.

4 Representação 3D como referência anatómica

A reconstrução/visualização 3D é introduzida nesta fase de visualização e análise com o intuito de servir de referência anatómica ao definir os planos de corte que darão origem às imagens 2D correspondentes. Desta forma será mais fácil identificar o local onde se suspeita da existência de uma patologia e mesmo tentar identificar a sua extensão. A informação observada sobre os planos de corte na representação 3D pode, e deve, ser sempre confirmada com a correspondente secção na vista que for considerada mais apropriada¹. A superfície é construída com uma escala de cinzentos (figura 4) contudo a informação funcional é representada em pseudo-côr

¹sagital, coronal e/ou transversal





Figura 1: Quatro secções transversais contíguas

nos planos de corte e nas vistas.

4.1 Segmentação em SPECT

A segmentação por histograma tem-se mostrado bastante eficiente, quer se considere uma secção isoladamente ou o volume como um todo. O domínio de segmentação é definido interactivamente permitindo observar nas várias vistas qual o tipo de informação que está a ser filtrada, (figuras 1, 2 e 3). Uma vez aferido este processo de determinação dos limites inferiores e superiores de segmentação pode-se evocar a representação 3D. A figura 5 é uma reconstrução 3D do tórax representado nas figuras 1, 2 e 3, respeitando os mesmos parâmetros de visualização.

A superfície 3D é portanto construída a partir dos resultados estipulados interactivamente por observação das secções. O conjunto de voxels que é detectado representa a superfície, ou parte da superfície do órgão sob estudo, mas de uma forma bastante rudimentar e com ruído. Uma forma de remover o ruído consiste em aplicar operadores de morfologia matemática, erosão seguido de expansão, que elimina voxels isolados assim como algumas irregularidades de superfície. A dimensão dos dados é bastante pequena para uma representação 3D pelo que expandimos duas vezes o volume segmentado por repetição de voxel. A forma rudimentar de representação 3D em SPECT está relacionada com as características das modalidades de medicina nuclear que fornecem informação funcional e não morfológica. Pode-se no entanto constatar que a pouca informação anatómica que é retirada serve perfeita-

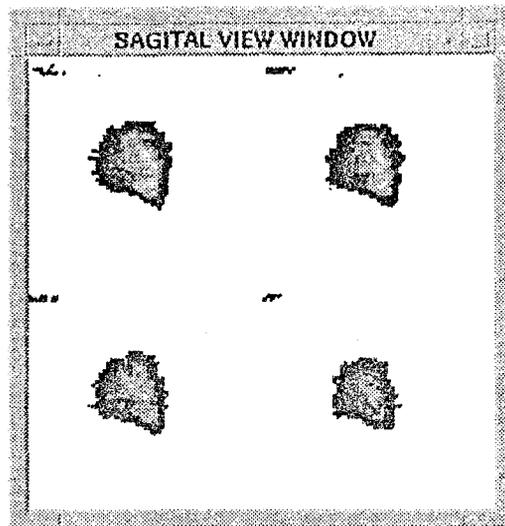


Figura 2: Quatro secções sagitais contíguas

mente para o propósito a que se destina. A resolução das medições está condicionada à resolução do sistema que, no entanto, embora baixa se revela bastante melhor que uma inspecção visual.

4.2 Técnicas de visualização da superfície 3D

Nesta aplicação, a visualização 3D assenta numa filosofia de representação de superfície introduzida por Udupa [2] e utilizada actualmente por vários autores [3, 4, 5, 6]. Depois de segmentadas as estruturas clínicas é necessário detectar as correspondentes superfícies. Esta filosofia possui a vantagem de reduzir, numa ordem de grandeza ou mais, a quantidade de dados a processar tri-dimensionalmente contudo, tratando-se de uma representação, de superfície qualquer corte 3D revela um interior oco. Esta desvantagem é colmatada com a leitura da correspondente secção do volume original.

Para efeitos de caracterização de superfície consideramos um voxel uma entidade cúbica e uma face de um voxel que esteja em contacto com o exterior de uma estrutura, caso não tenha nenhum voxel contíguo, representa essa mesma estrutura. Dois voxéis são vizinhos se partilharem uma das suas seis faces (conceito de conectividade com seis vizinhos). Desta forma os voxéis que possuem faces visíveis definem perfeitamente a superfície das estruturas em causa. Este conjunto de voxéis é caracterizado pela estrutura que representa e pela sua posição no espaço 3D que ocupa. O modelo de iluminação que usamos foi o proposto por Phong [7]. Este modelo,

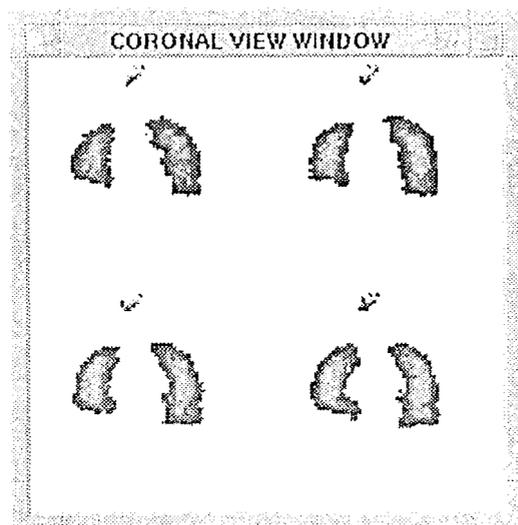


Figura 3: Quatro secções coronais contíguas

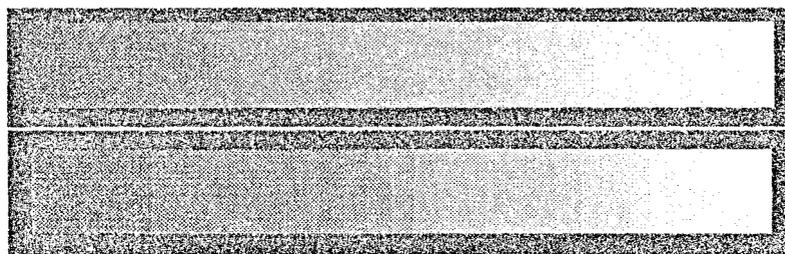


Figura 4: LUT de cinzentos para 3D e LUT de pseudo-cor para as secções

expresso na equação 1, considera o efeito da reflexão especular da luz ambiente e reflexão difusa. A figura 6 mostra-nos a relação vectorial de todas as entidades envolvidas:

$$I = I_a k_a + I_d k_d (\vec{N} \cdot \vec{L}) + k_s (\vec{R} \cdot \vec{V}).$$

Caso \vec{N} , \vec{L} , \vec{R} e \vec{V} estejam normalizados, virá

$$I = I_a k_a + I_d k_d \cos \theta + k_s \cos^n \alpha. \quad (1)$$

Este modelo de iluminação tem sido muito usado para objectos reflectores imperfeitos e considera que a reflexão especular máxima ocorre para $\alpha = 0$ decaindo rapidamente quando α aumenta. Phong aproximou a reflexão especular por $\cos^n \alpha$, sendo n o expoente reflexão-especular e α o ângulo formado entre \vec{R} e \vec{V} . O valor de n varia tipicamente entre 1 e várias centenas de acordo com o material que se pretende modelar. Ao aplicarmos este modelo introduzimos uma alteração com o

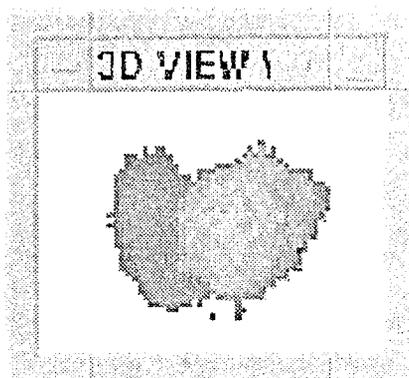


Figura 5: Reconstrução 3D de um volume torácico proveniente de SPECT

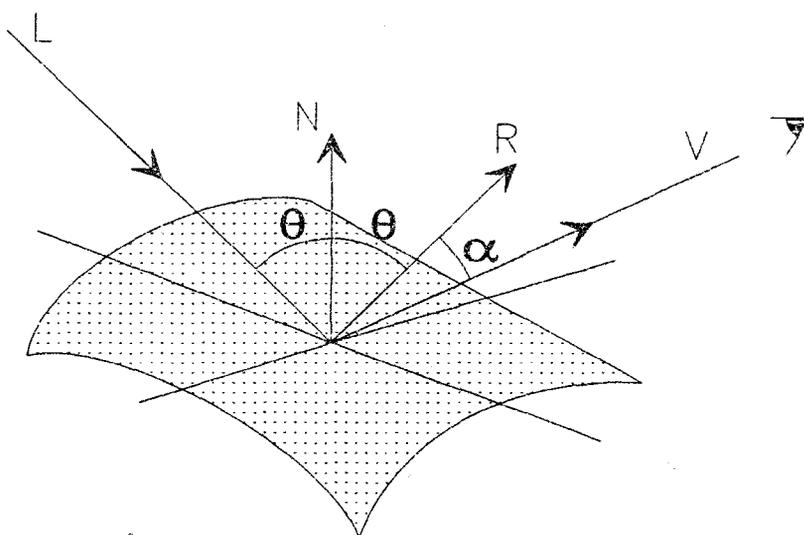


Figura 6: Relação vectorial do modelo de Phong

sentido de contemplar o factor distância entre cada ponto e o ponto de observação conseguindo desta forma realçar o efeito profundidade inexistente num ecrã bidimensional. A distância euclideana é determinada directamente no espaço 3D, contudo a determinação da normal já requer a utilização de operadores 3D discretos² e formas para avaliar a precisão de cada um deles. As imagens apresentadas foram geradas com o operador normal das diferenças centrais (2), calculadas com o método de ponderação (3), sugerido por Gordon e Reynolds [8], utilizando as diferenças posterior e anterior. Por questões de optimização do tempo de cálculo, e atendendo à natureza discreta do espaço 3D, foi possível efectuar o cálculo utilizando *Look Up Tables*(LUTs).

²face à natureza discreta dos dados

$$\vec{n} = \left(\frac{\partial Z}{\partial x}, \frac{\partial Z}{\partial y}, -1 \right). \quad (2)$$

$$\frac{\partial Z}{\partial x} \approx \frac{W(|\delta_a|) \cdot \delta_a + W(|\delta_p|) \cdot \delta_p}{W(|\delta_a|) + W(|\delta_p|)}, \quad (3)$$

e para $\delta \geq 0$,

$$W(\delta) = \begin{cases} 1 & \text{se } \delta \leq a \\ \epsilon & \text{se } \delta \geq b \\ \left(\frac{1+\epsilon}{2} \right) + \left(\frac{1-\epsilon}{2} \right) \cos \left(\pi \left(\frac{\delta-a}{b-a} \right) \right) & \text{outro } \delta \end{cases}$$

Os valores das constantes propostos por Gordon são: $a = 2$, $b = 5$ e $\epsilon = 10^{-5}$.

De acordo com Tiede [4] operadores como o de Sobel [9], ou Gaussiana [10], revelam mais precisão na determinação da normal, contudo consumindo mais tempo de processamento.

5 O interface

Apresentamos na figura 7 uma solução para a interacção humano-computador. A escolha de uma filosofia de interface deve contemplar a análise de bastantes factores. O perfil dos utilizadores, tempo de interacção, se vai cohabitar com outras filosofias de interface, etc, são exemplos de aspectos que condicionam o projecto de um interface.

No nosso caso concreto a aplicação destina-se a pessoal clínico, habituado a manipular interfaces nas consolas das várias modalidades hospitalares. Isto acrescido da heterogenidade dos utilizadores levou-nos só por si a concluir que a escolha indicada consiste numa interface que revele toda a funcionalidade de uma aplicação sem recurso a *pop-ups*, janelas múltiplas ou associações botão-janela de interface. Desta forma, o funcionalismo da aplicação fica perfeitamente caracterizado por uma janela de diálogo por cada módulo de processamento, desde o início até ao fim de uma sessão de trabalho. A figura 7 representa as janelas para os módulos de reconstrução e visualização.

Os planos de clipping são os elos de ligação entre a representação 2D convencional e uma representação 3D, são escolhidos interactivamente na janela de diálogo do módulo de visualização, activando em simultâneo: (i) a representação 3D (ii) e as secções correspondentes nas janelas de visualização bidimensionais. Os planos de



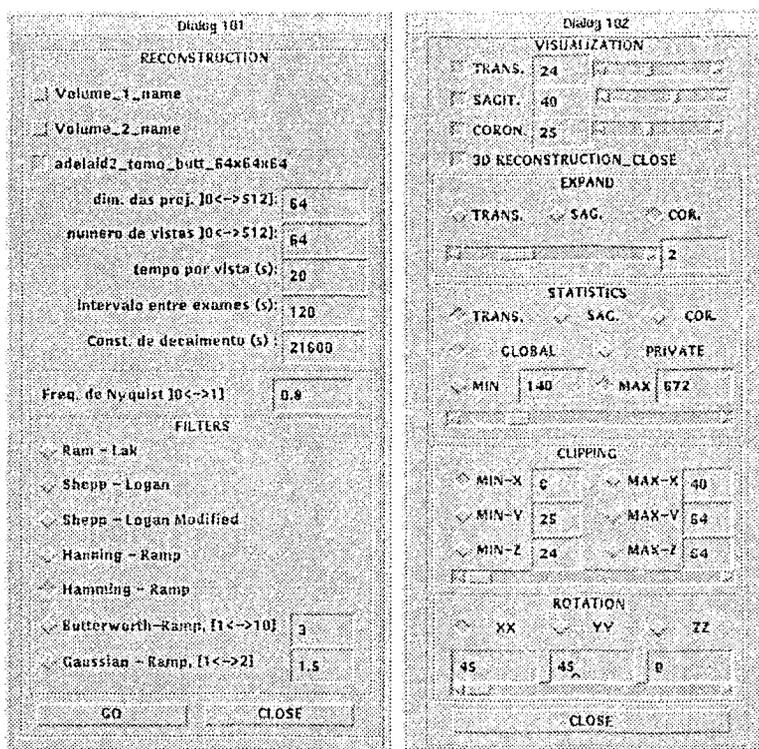


Figura 7: Interface para o processo de reconstrução e visualização tomográfica

clipping são ortogonais e possuem sempre informação das correspondentes secções representada em pseudo-cor. A figura 8 representa uma reconstrução 3D do volume de SPECT com um plano de clipping transversal, revelando informação da secção transversal representada no canto superior esquerdo da figura 1.

A figura 9 representa a mesma reconstrução tri-dimensional com um plano de clipping sagital identificando a secção sagital representada no canto superior esquerdo da figura 2.

À semelhanças dois exemplos anteriores, a figura 10 representa a reconstrução 3D torácica com um plano de clipping coronal revelando informação da secção representada no canto superior esquerdo da figura 3.

6 Conclusões

Face à diversidade de áreas clínicas onde a visualização 3D pode intervir, torna-se imperativo que uma ferramenta para processamento, análise e visualização 3D seja construída à medida dos requisitos e necessidades de cada área. Exemplo disto é a área da cirurgia reconstructiva onde existem já alguns grupos [11, 12, 13] que

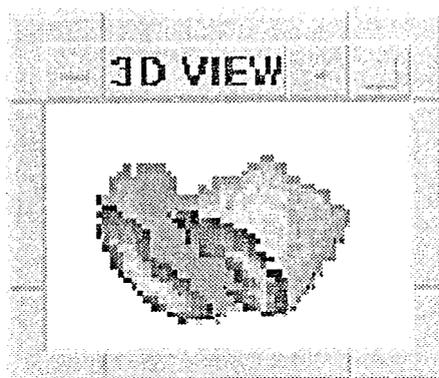


Figura 8: Reconstrução 3D com plano de clipping transversal

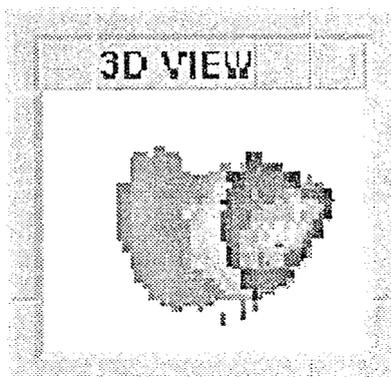


Figura 9: Reconstrução 3D com plano de clipping sagital

utilizam programas de reconstrução e manipulação 3D. A aplicação que aqui foi referida, pretende demonstrar que, mesmo nas áreas onde a informação morfológica parece ser escassa, conseguem-se por vezes, desenvolver métodos de análise 3D que beneficiam claramente a área onde passam a intervir.

Pensa-se num futuro próximo, e para o caso concreto do SPECT, explorar o conceito de multimodalidade efectuando a fusão desta informação com informação de características morfológicas proveniente de RM ou TAC. Conseguir-se-à certamente dar mais rigor à representação 3D (ver figura 11) e simultaneamente introduzir outra contribuição na elaboração do diagnóstico clínico.

7 Agradecimentos

Ao Serviço de Biofísica da Universidade de Coimbra pelas facilidades concedidas na aquisição dos dados de SPECT. Em especial às Doutoradas Filomena e Maria João e ao

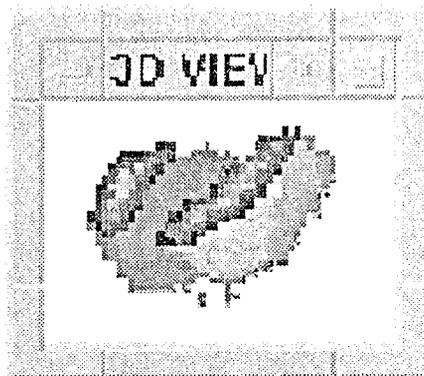


Figura 10: Reconstrução 3D com plano de clipping coronal

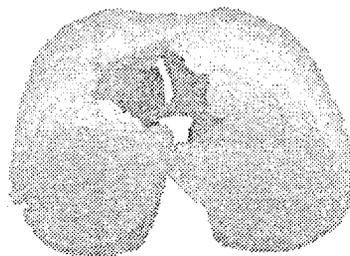


Figura 11: Reconstrução 3D da superfície pulmonar a partir de TAC

Professor Pedroso de Lima, pela colaboração na definição de todo o funcionalismo deste trabalho assim como pelo apoio logístico que tem sido prestado nas várias sessões de aquisição.

Referências

- [1] António M. M. S. Pereira. *Desenvolvimento de um Sistema de Tomografia de Emissão Simples*. PhD thesis, Universidade de Aveiro-Dep. de Electrónica e Telecomunicações, April 1986.
- [2] Jayaram K. Udupa. Interactive segmentation and boundary surface formation for 3-d digital images. *Computer Graphics and Image Processing*, 18:213-235, 1982.

- [3] Lih-Shyang Chen, Gabor T. Herman, R. Anthony Reynolds, and Jayaram K. Udupa. Surface shading in the cuberille environment. *IEEE Computer Graphics & Applications*, pages 33–43, December 1985.
- [4] Ulf Tiede, Karl Heinz Höhne, Michael Bomans, Andreas Pommert, Martin Riemer, and Gunnar Wiebecke. Investigation of medical 3d-rendering algorithms. *IEEE Computer Graphics & Applications*, pages 41–53, May 1990.
- [5] Larry T. Cook, Samuel J. Dwyer III, Solomon Batnitzky, and Kyo Rak Lee. A three-dimensional display system for diagnostic imaging applications. *IEEE Computer Graphics & Applications*, pages 13–19, August 1983.
- [6] Óscar Mealha, Beatriz Sousa Santos, and António Sousa Pereira. Visualização de dados clínicos de natureza tri-dimensional. In *5º Encontro Português de Computação Gráfica*, volume 1, pages 17–26. EUROGRAPHICS-Grupo Português de Computação Gráfica, February 1993.
- [7] Bui Tuong Phong. Illumination of computer generated pictures. *Communications of the ACM*, 18(6):311–317, June 1975.
- [8] Dan Gordon and R. Anthony Reynolds. Image space shading of 3-dimensional objects. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 29:361–376, 1985.
- [9] Steven W. Zucker and Robert A. Hummel. A three-dimensional edge operator. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, PAMI-3(3):324–331, May 1981.
- [10] Klaus Toennies and Frank Hasenbrink. On the accuracy of grey-level gradients for display and classification in medical imaging. In *Proceedings of the 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 5 of 7, pages 2096–2097. IEEE, October 1992.
- [11] Michael W. Vannier, Jeffrey L. Marsh, and James O. Warren. Three dimensional ct reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation. *Radiology*, pages 179–184, January 1984.
- [12] Takami Yasuda, Yasuhiro Hashimoto, Shigeki Yokoi, and Jun-Ichiro Toriwaki. Computer system for craniofacial surgical planning based on ct images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 9(3):270–280, 1990.



- [13] Jayaram K. Udupa and Dewey Odhner. Interactive surgical planning: High-speed object rendition and manipulation without specialized hardware. In *Proceedings of the First Conference on Visualization in Biomedical Computing*, pages 330–336. IEEE Computer Society, May 1990.