

Interpolação em 3D de Imagens de Tomografia Computadorizada usando Equações Diferenciais

S.R. PIRES¹, Faculdades Alves Faria, Av. Perimetral Norte, 4129, Vila João Vaz, 74.445-190 Goiânia, GO, Brasil.

C.A.Z. BARCELOS², M.A. BATISTA, E.L. FLÔRES, G.A. CARRIJO, A.C.P. VEIGA³, Universidade Federal de Uberlândia, Campus Santa Mônica, R. João Naves de Ávila, 2160, Cx.P. 593, 38.400-902 Uberlândia, MG, Brasil.

Resumo. A visualização em 3D do resultado de um exame de tomografia computadorizada (TC) aumenta a qualidade do diagnóstico médico e, conseqüentemente, a eficácia do tratamento. Para obter imagens com alta qualidade é necessário que as fatias (imagem dos resultados da TC) estejam muito próximas uma das outras, aumentando o tempo de exposição do paciente aos raios-X. Motivado pelo objetivo de obter um adequado balanceamento entre o tempo de exposição do paciente aos raios-X e a qualidade da visualização, este artigo apresenta o retoque digital como uma forma de interpolação em 3D para as fatias, permitindo a visualização em 3D das estruturas do corpo humano. O retoque é realizado pelo uso de equações diferenciais não lineares e este trabalho propõe um método de interpolação para preencher as regiões vazias entre as fatias de TC. O método é capaz de reconstruir as curvaturas da estruturas internas do paciente sem utilizar fatias próximas uma das outras. Os experimentos realizados mostram a eficácia do método proposto.

Palavras-chave. Interpolação de Imagem 3D, Transporte e Difusão de Informação, Fatia Virtual Inicial, Retoque em 3D.

1. Introdução

Tradicionalmente, o resultado da tomografia computadorizada (TC) mostra imagens de cortes transversais (fatias) da estrutura analisada. Essas fatias são impressas para que o médico possa visualizar os resultados do exame de TC, e elas estão distanciadas umas das outras de alguns milímetros, geralmente entre 1 e 10 mm. A partir das imagens das fatias é possível também a visualização em 3D, que dispensa o profissional médico da tarefa mental de reconstruir as estruturas internas do corpo humano, auxiliando-o no processo de análise e diagnóstico.

Existe no mercado vários produtos visualizadores utilizando diferentes técnicas [7, 8, 13, 5], mas geralmente para apresentar uma imagem de alta qualidade, são

¹sandr@alfa.br

²C.A.Z. Barcelos é parcialmente suportada por recursos de pesquisa do CNPq

³celiazb@ufu.br, marcos@catalao.ufg.br, edna@ufu.br, gilberto@ufu.br, acpveiga@ufu.br

utilizadas fatias próximas umas das outras, expondo o paciente a um maior tempo de incidência dos raios-X. A Figura 1 mostra a reconstrução de uma mandíbula humana usando a interpolação linear com diferentes quantidades de fatias para visualizar a mesma estrutura, sendo 26 fatias em (a) e 13 em (b).

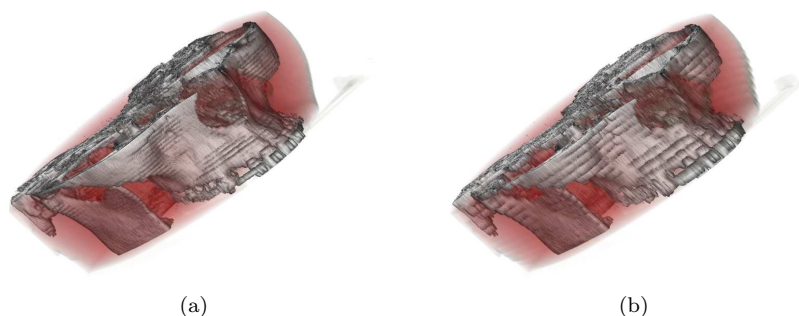


Figura 1: Visualização 3D utilizando o método da interpolação linear. (a) 26 fatias espaçadas de 2 mm; (b) 13 fatias espaçadas de 4 mm;

Motivado por um melhor balanceamento entre o tempo de exposição do paciente aos raios-X e a qualidade da visualização, este artigo apresenta o retoque digital como uma forma de interpolação em 3D das fatias de TC com imagens das estruturas do corpo humano. O retoque é feito via Equações Diferenciais Parciais (EDPs) não lineares visando produzir formas suaves e contornos bem definidos para a estrutura em questão sem a necessidade da utilização de uma grande quantidade de fatias.

Inicialmente, o uso de inpainting digital foi utilizado para a restauração de imagens fotográficas e filmes antigos, como o método proposto por Bertalmio et al. [4] que utiliza EDPs não lineares para restaurar imagens em 2D. Este trabalho utiliza esse mesmo processo de inpainting, mas para a realização de interpolação em 3D.

Este artigo está estruturado da seguinte maneira: a seção 2 apresenta alguns trabalhos correlatos sobre interpolação em 3D, a seção 3 mostra o método proposto, a seção 4 apresenta os experimentos realizados e os resultados obtidos. Finalmente, na seção 5 são apresentadas as conclusões.

2. Trabalhos Correlatos

Esta seção apresenta alguns trabalhos anteriores sobre interpolação de imagens em 3D, com os comentários sobre a contribuição deles no método proposto neste artigo.

Goshtasby et al. [9] propuseram um método de interpolação entre duas fatias, onde uma medida de similaridade define para um *pixel* em uma fatia, qual é o *pixel* correspondente na outra. Essa correspondência entre os *pixels* define o caminho para a interpolação linear. A mesma idéia é utilizada no método proposto, mas com um limiar de tolerância que é usado no processo de comparação. É possível que existam *pixels* sem correspondência nas fatias reais, criando regiões sem informações.

Wang et al. [14] propuseram uma abordagem onde os espaços livres entre as fatias reais são divididos em pequenos cubos de *pixels*. A partir da análise das alterações do nível de cinza nos vértices do cubo, define-se a direção do processo de interpolação. Os resultados obtidos são similares aos da interpolação linear. Este trabalho utiliza essa idéia, pois as vizinhanças dos *pixels* são usadas para definir as conexões entre as fatias, ampliando o espaço de identificação de similaridades.

O método de Goshtasby et al. [9] e Wang et al. [14], além de outros como Bors et al. [6], consideraram a hipótese de que não existem mudanças abruptas nos contornos dos tecidos do corpo humano. Assim, eles consideraram a possibilidade da continuidade de um determinado tecido de uma fatia real na fatia adjacente. Essa é a hipótese fundamental do método proposto neste trabalho.

3. Método Proposto

Visando construir imagens em 3D com uma quantidade pequena de fatias de TC, aqui denominadas fatias reais, criam-se fatias virtuais entre duas fatias reais. O processo de criação é realizado em duas fases. Como as imagens das estruturas internas do corpo humano constantes nas fatias de TC apresentam grande semelhança entre si [9], conforme mostrado na Figura 2, a primeira fase consiste em criar uma representação inicial para as fatias virtuais, analisando essas similaridades.

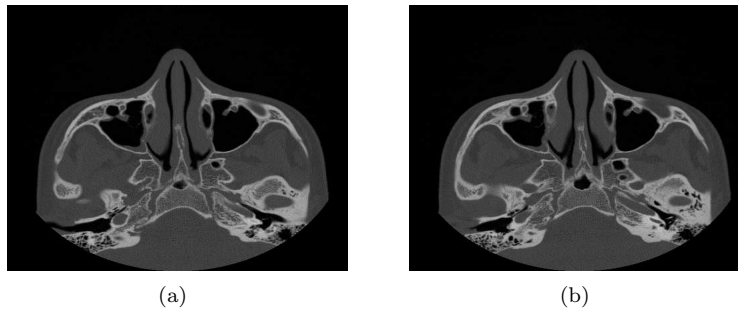


Figura 2: Duas fatias reais adjacentes.

Criada a representação inicial, o segundo passo é determinar as informações não constantes nessa representação inicial, usando o retoque digital em 3D.

3.1. Representação inicial da imagem 3D

A representação inicial da imagem 3D é composta da justaposição de fatias reais e virtuais. Para criar as fatias virtuais entre duas fatias reais adjacentes, analisa-se a similaridade entre elas, que é obtida da seguinte forma: considere duas fatias reais adjacentes F_1 e F_2 , e uma virtual F_v entre elas. Um *pixel* $F_v(i, j)$ é dado por

$$F_v(i, j) = \begin{cases} F_1(i, j), & \text{se } \text{Min}(D_{F_1}, D_{F_2}) = D_{F_1} \text{ e } D_{F_1} < T_g \\ F_2(i, j), & \text{se } \text{Min}(D_{F_1}, D_{F_2}) = D_{F_2} \text{ e } D_{F_2} < T_g \\ A^*, & \text{se } \text{Min}(D_{F_1}, D_{F_2}) > T_g, \end{cases} \quad (3.1)$$

onde T_g é um limiar de tolerância,

$$\begin{aligned}
 D_{F_1} &= \text{Min}(|F_1(i, j) - F_2(i, j)|, |F_1(i, j) - F_2(i + 1, j)|, \\
 &\quad |F_1(i, j) - F_2(i - 1, j)|, |F_1(i, j) - F_2(i, j + 1)|, \\
 &\quad |F_1(i, j) - F_2(i, j - 1)|), \\
 D_{F_2} &= \text{Min}(|F_2(i, j) - F_1(i, j)|, |F_2(i, j) - F_1(i + 1, j)|, \\
 &\quad |F_2(i, j) - F_1(i - 1, j)|, |F_2(i, j) - F_1(i, j + 1)|, \\
 &\quad |F_2(i, j) - F_1(i, j - 1)|) \tag{3.2}
 \end{aligned}$$

e A^* - valor atribuído para definir os *pixels* sem informação.

Para determinar T_g , é adotado a análise do desvio padrão dos níveis de cinza das fatias reais e um coeficiente K , $0 \leq K \leq 1$, que define um nível de tolerância do processo. T_g é dado por

$$T_g = \frac{\sigma_{F_n} + \sigma_{F_{n+1}}}{2} K, \tag{3.3}$$

onde σ_{F_n} é o desvio padrão entre os níveis de cinza da fatia F_n .

A quantidade de fatias virtuais entre duas fatias reais adjacentes é dada em função da distância entre as fatias reais adjacentes e da resolução delas. No método proposto, todas as fatias virtuais possuem as mesmas informações. Aproveitando-se da hipóteses deste trabalho, outras variantes podem ser dadas para a geração das fatias virtuais. As regiões com os valores A^* não contém informações e define o domínio de retoque, D , no próximo passo do processo.

O objetivo da representação inicial é diminuir o tamanho do domínio de retoque, diminuindo o tempo de processamento. Quanto mais similares forem duas fatias reais adjacentes, menor será D . Com o objetivo de aumentar a similaridade de duas fatias reais, propõe-se a aplicação de uma difusão anisotrópica, com conservação de bordas na imagem em 3D formada pelas fatias reais, antes da análise de similaridade.

O trabalho precursor de difusão anisotrópica foi proposto por Malik e Perona [11] para a remoção de ruídos. Após esse trabalho, vários outros surgiram na literatura para efetuar difusão com conservação de bordas [1, 2]. Neste trabalho usa-se a equação de difusão proposta por Osher e Sethian [12] e descrita por

$$I_t = |\nabla I| \text{div} \left(\frac{\nabla I}{|\nabla I|} \right). \tag{3.4}$$

O balanceamento entre esses termos é feito de maneira seletiva, onde os pontos de borda e pontos de regiões uniformes dos objetos da imagem são tratados de maneira diferente. Barcelos et al. [3] também apresentou abordagem similar.

Embora o uso desse método de difusão seja a remoção de ruídos, pode-se utilizar o mesmo processo para aumentar o nível de similaridade entre duas fatias reais adjacentes. Este trabalho usa a equação de difusão proposta por Barcelos et al. [3] para esse novo fim, que é descrita por:

$$I_t = g |\nabla I| \text{div} \left(\frac{\nabla I}{|\nabla I|} \right) - (1 - g)(I - I_0), \quad x \in R^3 \text{ e } I(x, 0) = I_0, \tag{3.5}$$

onde $g = g(|\nabla I|)$ e I_0 é a imagem original.

A função $g(s) \geq 0$ é uma função monotonicamente decrescente, satisfazendo às condições $g(0) = 1$ e $g(s) \rightarrow 0$, quando $s \rightarrow \infty$. A função g usualmente utilizada é

$$g(\nabla I) = \frac{1}{(1 + K_g |\nabla I|^2)}, \quad (3.6)$$

onde K_g é uma constante.

A equação (3.5) faz um balanceamento, de forma seletiva, em pontos de borda e de regiões uniformes da imagem, que receberão a ação de difusão de forma diferenciada. A função g acentua a ação nas regiões longe das bordas e atenua nas regiões das bordas. A Figura 3 ilustra os resultados obtidos pela aplicação do processo de difusão antes da análise de similaridade, que propicia a geração de uma representação inicial com regiões menores sem informação e mais bem definidas.

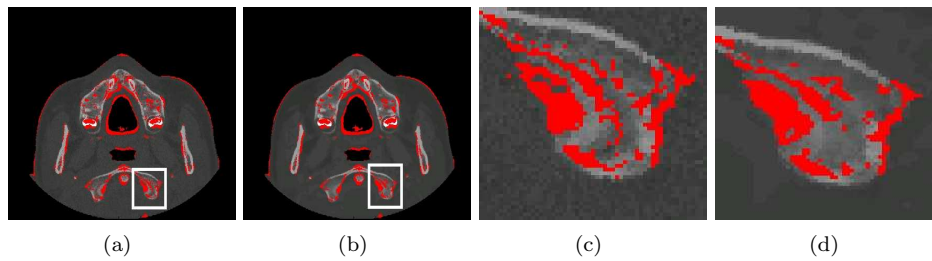


Figura 3: (a) e (b) Fatia virtual gerada sem e com o processo de suavização, respectivamente; (c) e (d) detalhes delas mostradas em (a) e (b), respectivamente.

3.2. Interpolação utilizando retoque em 3D

O processo de retoque visa transportar as informações das regiões com informação da imagem 3D para dentro das regiões sem informação, D . Bertalmio et al. [4] propuseram um método de retoque dividido em dois passos. O primeiro é o de transporte de informações da região externa para o interior de D , e o segundo é a difusão do conteúdo transportado. Barcelos et. al [2] propuseram uma modificação nesse processo de retoque, estendendo o passo de difusão para toda a imagem, contudo na porção da imagem fora de D , é utilizado o critério de conservação de bordas.

Este trabalho utiliza a abordagem proposta por Barcelos e Batista [2], onde o domínio de retoque são as regiões sem informação da imagem em 3D. O passo de transporte é feito por

$$I_t = \nabla \mathcal{L}(I) \cdot \nabla^\perp I, \quad (3.7)$$

onde $I : \Omega \subset \mathbf{R}^3 \rightarrow [a, b] \subset \mathbf{R}$, e $D \subset \mathbf{R}^3$.

A difusão é realizada diferencialmente dentro e fora do conjunto D . Para os pontos externos ao conjunto D a difusão é feita usando a equação (3.5), para os pontos internos a D , a difusão é realizada pela equação (3.4).

A aplicação desse método de retoque permite que D receba as informações transportadas de regiões mais distantes e não apenas da fronteira de D , resultando em contornos mais corretos.

3.3. Detalhes da implementação

Nesta seção são apresentados os detalhes de implementação para a interpolação em 3D. Cada elemento de $I_{i,j,k}$ é um valor inteiro correspondente ao nível de cinza da imagem $I(x_i, y_j, z_k)$. Denota-se $I(x_i, y_j, z_k, t_n)$ por I_{ijk}^n , onde $t_n = n\Delta t$. A derivada de I em relação ao tempo t (parâmetro de escala), I_t , calculado em (x_i, y_j, z_k, t_n) é aproximada pelo método de Euler. A implementação numérica dos termos de transporte e difusão foram realizadas usando as técnicas de diferenças central [10]. Os termos de transporte e difusão são dados respectivamente por

$$\begin{aligned} L_t(I) &= \nabla \mathcal{L}(I) \cdot \nabla^\perp I \\ &= -(I_{xxy} + I_{yyx} + I_{zzz}) \cdot (I_y) \\ &\quad + (I_{xxz} + I_{yyz} + I_{zzz}) \cdot (I_x + I_z) - (I_{xxx} + I_{yyx} + I_{zzx}) \cdot (I_y) \end{aligned} \quad (3.8)$$

e

$$\begin{aligned} |\nabla I| \operatorname{div} \left(\frac{\nabla I}{|\nabla I|} \right) &= \\ \frac{I_{xx}(I_x^2 + I_z^2) + I_{yy}(I_x^2 + I_z^2) + I_{zz}(I_x^2 + I_y^2)}{I_x^2 + I_y^2 + I_z^2} - \frac{2I_x I_y I_{xy} + 2I_x I_z I_{zx} + 2I_y I_z I_{yz}}{I_x^2 + I_y^2 + I_z^2}. \end{aligned} \quad (3.9)$$

Utilizando-se as condições de contorno de Neumann, calcula-se I_{ijk}^{n+1} , $n = 1, 2, \dots, N$, pela discretização da equação (3.7) para o transporte e das equações (3.5) e (3.4) para difusão. Assim, obtém-se:

Para transporte de informações

$$I_{ijk}^{n+1} = \begin{cases} I_{ijk}^n + K_t \mathcal{L}_t(I_{ijk}^n), \forall x \in D \\ I_{ijk}^n, \forall x \in D^C \end{cases} \quad (3.10)$$

onde $\mathcal{L}_t(u)$ - obtido pela discretização da equação (3.9).

Para difusão de informações

$$I_{ijk}^{n+1} = I_{ijk}^n + K_d \mathcal{L}_d(I_{ijk}^n), \quad \forall x \in D \quad (3.11)$$

onde $\mathcal{L}_d(u)$ é obtido pela discretização de

$$\mathcal{L}_d(v) = \begin{cases} g |\nabla v| \operatorname{div} \left(\frac{\nabla v}{|\nabla v|} \right) - (1-g)(v - v_{I_0}), \forall v, v_{i_0} \in D^C \\ |\nabla v| \operatorname{div} \left(\frac{\nabla v}{|\nabla v|} \right), \forall v \in D \end{cases}$$

e g é a função descrita na equação (3.6).

3.3.1. Algoritmos para a interpolação

Os dois passos do método proposto neste trabalho podem ser implementados em um computador a partir de duas funções principais, cujos algoritmos são:

Obtenção da Fatia Virtual Inicial

1. Entrada dos parâmetros. São eles:
 K - limiar de tolerância; K_g - coeficiente de atenuação para a função g ;
2. Aplicar o processo de difusão na imagem em 3D composta pelas fatias reais;
3. Obter duas fatias adjacentes A e B , usadas para gerar a fatia virtual C ;
4. Calcular o limite de tolerância T_g utilizando-se a equação (3.3);
5. Para cada *pixel* C_{ij} de C , faça:
 Calcular D_{F_a} utilizando-se a equação (3.2);
 Calcular D_{F_b} utilizando-se a equação (3.2);
 Determinar o valor de C_{ij} pela equação (3.1);

Etapa de Transporte e Difusão

1. Criar a imagem em 3D a partir da justaposição das fatias reais e virtuais;
2. Entrada dos parâmetros. São eles:
 M - total de iterações do processo; M_t - iterações de transporte de informações;
 M_d - número de iterações de difusão; K_t - Tamanho do passo de transp. e difusão;
 K_d - tamanho do passo na difusão; K_g - coeficiente de atenuação da função g ;
3. Repita M vezes
 Repita M_t vezes
 Transporte de informação utilizando-se a equação (3.10);
 Repita M_d vezes
 Difusão utilizando-se a equação (3.11);

4. Resultados e Análises

Para verificar a eficácia do método proposto, ele foi comparado com os métodos de Goshtasby et al. [9] e de interpolação linear. Este trabalho apresenta o resultado de um exame composto por 52 fatias. Essas fatias são imagens de 512×512 *pixels* com a resolução no tomógrafo configurada para que cada *pixel* represente 0,34 mm da estrutura mapeada na imagem. A quantidade de fatias virtuais entre cada par de fatias reais é obtida por

$$N_{Slices} = Trunc\left(\frac{d(F_a, F_b)}{0.34}\right) - 1, \quad (4.1)$$

onde $d(F_a, F_b)$ - distância entre as fatias F_a e F_b , e

$Trunc(x)$ - retorna o maior inteiro menor ou igual a x .

Foram criados subconjuntos com 50%, 25% e 12,5% do tamanho original, mantendo sempre constante o afastamento entre as fatias em cada um dos subconjuntos. O objetivo dessa diferença de quantidade de informações entre os subconjuntos é medir a eficácia do método quando se diminui a quantidade de fatias para representar uma mesma estrutura. Foram utilizadas duas funções de transferências, uma para realçar a estrutura óssea e a outra para o rosto do paciente. O tempo de processamento, em segundos, para o subconjunto de 50% das fatias reais foi em: 9

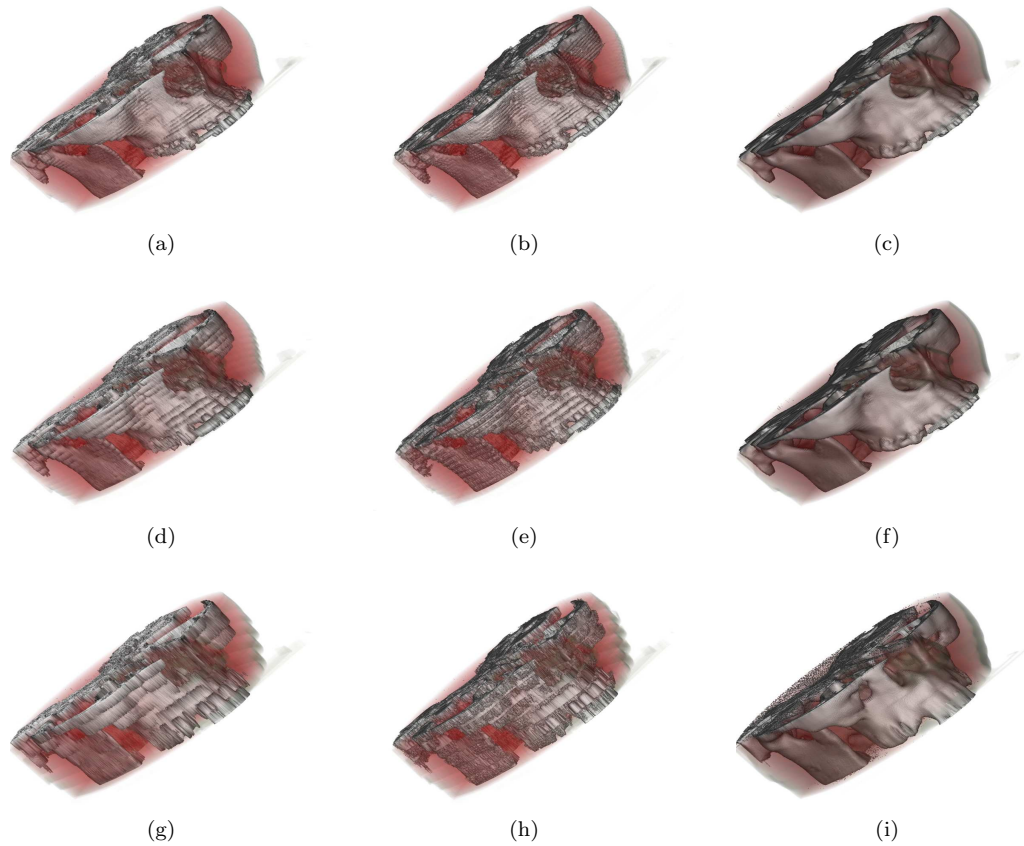


Figura 4: Resultados de aplicação dos métodos (colunas) para diferentes números de fatias (linhas).

para a interpolação linear, 16 para o método de Goshtasby et al. [9] e 184 para o método proposto.

As Figuras 4 e 5 mostram as imagens resultantes da interpolação linear na primeira coluna, Gohstasby et al. [9] na segunda coluna e do método proposto na terceira. No resultado original, as fatias estão afastadas em 1 mm. Os parâmetros para as equações de transporte e difusão foram: $M = 25$, $M_t = 3$, $M_d = 10$, $K_t = 0.002$, $K_d = 0.05$ e $K_g = 0.6$.

As Figuras 4 (a) - (c) e 5 (a) - (c) mostram os resultados obtidos utilizando somente as fatias de números pares do conjunto original, isto é, o conjunto reduzido a 50%, distância entre fatias reais de 2 mm e é necessário a geração de 5 fatias virtuais.

Pela análise visual pode-se observar que os três métodos produzem uma visualização satisfatória. Entretanto, o método proposto apresenta contornos mais suaves e precisos, tanto para as estruturas ósseas quanto para a visualização do resto.

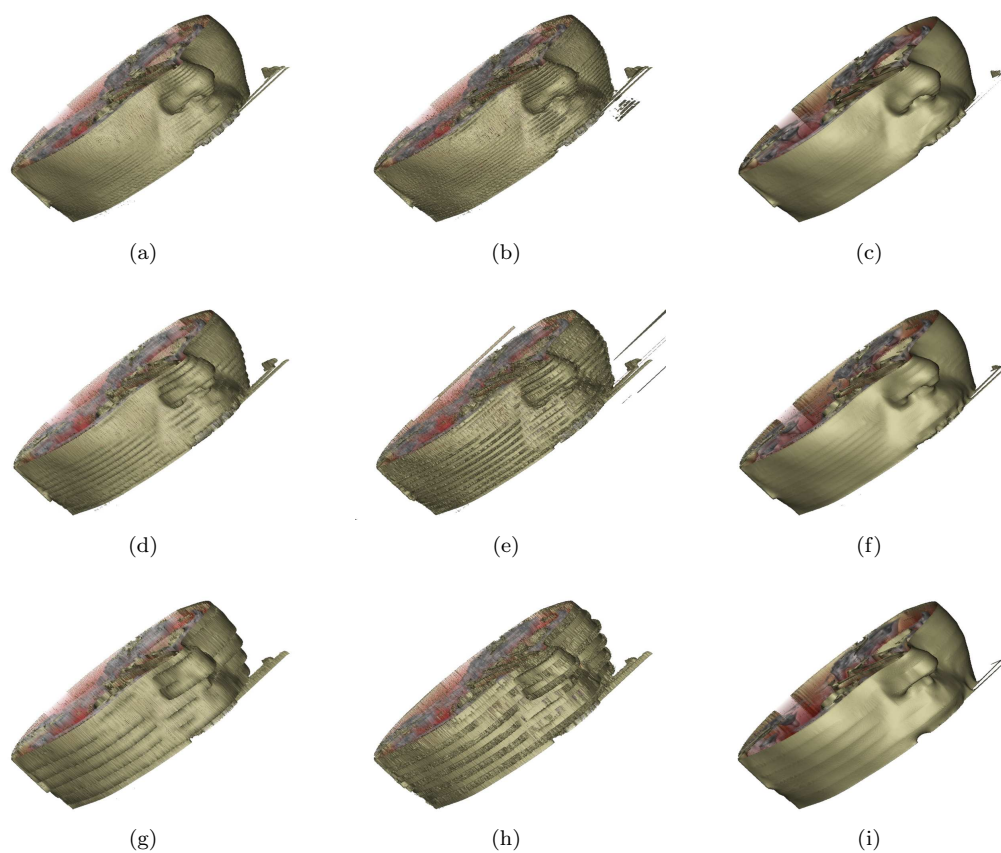


Figura 5: Resultados de aplicação dos métodos (colunas) para diferentes números de fatias (linhas).

As Figuras 4 (d) - (f) e 5 (d) - (f) mostram os resultados após a remoção de três fatias reais a cada conjunto de quatro, isto é, o conjunto de dados foi reduzido a 25% do tamanho original, distância entre fatias reais de 4 mm e é necessário a geração de 11 fatias virtuais. Com esse conjunto de dados, a visualização em 3D utilizando as treze fatias reais e as fatias virtuais interpoladas pelo método proposto ainda é satisfatória. O mesmo não se observa com os outros dois métodos.

As Figuras 4 (e) - (f) e 5 (e) - (f) mostram os resultados após a remoção de sete fatias reais a cada conjunto de oito, isto é, o conjunto de dados foi reduzido a 12.5% do tamanho original, com a distância entre fatias reais de 8 mm e é necessário a geração de 24 fatias virtuais.

Pode-se observar que o método proposto ainda permite o reconhecimento da estrutura, enquanto os outros métodos não permitem esse reconhecimento. Pode-se verificar também que quanto mais distantes estão as fatias reais umas das outras, mais nítida é a superioridade do método proposto.

5. Conclusão

O uso de equações diferenciais não lineares para a interpolação em 3D produziu contornos suaves e bem definidos, possibilitando uma perfeita reconstrução de estruturas utilizando fatias reais intercaladas com fatias virtuais.

O processo de difusão possibilitou modelar satisfatoriamente a não existência de mudanças abruptas nos tecidos do corpo humano, validando a hipótese utilizada neste trabalho.

A aproximação torna possível uma reconstrução satisfatória mesmo utilizando apenas 5% de fatias reais e 95% de fatias interpoladas como é o caso mostrado nas Figuras 4 e 5 nas letras (g), (h) e (i), o que possibilita uma significativa redução do tempo de incidência de exposição dos pacientes aos raios-X, acarretando menor dano à saúde e menor custo para a realização dos exames.

Abstract. A visualization of the result of a computerized tomographic (CT) exam in 3D increases the quality of the medical diagnosis and thus the efficiency of the treatment. To obtain a high quality image it is necessary to obtain slices which are close to one another thus increasing the time span a patient is exposed to X-Ray. Motivated towards the goal of reaching an improved balance between patient's X-ray exposition time and visualization quality, this research work presents digital inpainting as a form of 3D interpolation for CT slices used in the 3D visualization of the human body structures. The inpainting is carried out via non-linear partial differential equations. This work proposes a method capable of reconstructing the curvatures of the patient's internal structures without using slices that are close to one another. The experiments carried out show the proposed method's efficiency.

Referências

- [1] L. Alvarez, P. Lions, J. Morel, Image selective smoothing and edge detection by nonlinear diffusion, *SIAM Journal on Numerical Analysis*, **29**, No. 3 (1992), 845–866.
- [2] C. Barcelos, M. Batista, Image restoration using digital inpainting and noise, *Image and Vision Computing*, (2007), 61–69.
- [3] C. Barcelos, M. Boaventura, E. Silva Jr, A well-balanced flow equation for noise removal and edge detection, *IEEE Transactions On Image Processing*, **12**, No. 7 (2003), 751–763.
- [4] M. Bertalmío, et al., Image inpainting, in “Proceedings of SIGGRAPH”, 2000, pp. 417–424. New Orleans, 2000.
- [5] BLOX. *BLOX*. Website: <http://sourceforge.net/projects/blox/>, acessado em: 09/07/2007.
- [6] G.A. Bors, L. Kechagias, L. Pitas, Binary morphological shape-based interpolation applied to 3-d tooth reconstruction, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **21**, No. 2 (2002), 100–108.

- [7] Corporate Headquarters Merge eFilm, *AMIDE - Medical Imaging Data Examiner*. 1126 S. 70th Street, Milwaukee, WI 53214-3151, USA. Website: amide.sourceforge.net, acessado em: 09/07/2007.
- [8] General Electric Company, Website: www.ge.com, acessado em: 09/07/2007.
- [9] A. Goshtasby, D. Turner, L. Ackerman, Matching of tomographic slices for interpolation, *IEEE Transaction on Medical Imaging*, **11**, No. 4 (1992), 507–516.
- [10] R. Haralick, L. Shapiro, “Computer and Robot Vision”, Addison-Wesley Publishing Company, Vol 1 e 2, 1993.
- [11] J. Malik, P. Perona, Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, **12**, No. 7 (1988), 12–49.
- [12] S. Osher, J. Sethian, Fronts propagating with curvature-dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations, *Journal of Computational Physics*, **79** (1988), 12–49.
- [13] SLICE. *SLICE*, Website: www.slicer.org, acessado em: 09/07/2007.
- [14] Y. Wang, Z. Zhang, B. Guo, 3D image interpolation based on directional coherence, *IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, (2001), 195–202.