

## QUANTIFICAÇÃO DO MOVIMENTO 3D DO MIOCÁRDIO EM IMAGENS DE MEDICINA NUCLEAR

M. A. Gutierrez<sup>1</sup>, S. S. Furuie<sup>2</sup>, L. Moura<sup>3</sup>, J. C. Meneghetti<sup>4</sup>, N. Alens<sup>5</sup>

**RESUMO** -- Os métodos convencionais para análise do movimento do ventrículo esquerdo (VE) são baseados em imagens planas e considerações geométricas que, em geral, são inválidas em ventrículos anormais. Propõe-se, neste trabalho, a quantificação do movimento 3D do VE em imagens de Medicina Nuclear (*gated-SPECT*), através da técnica de Fluxo Óptico estendida para o espaço *voxel*. O movimento das paredes do VE é representado por uma série de campos de vetores de velocidade 3D, os quais são calculados automaticamente para cada *voxel* na seqüência de volumes cardíacos. Utilizando-se a informação vetorial de velocidade é possível obter uma estimativa da energia cinética do miocárdio. O comportamento desta energia ao longo do ciclo pode ser utilizado como um indicador das condições cardíacas. Os resultados obtidos, com a aplicação da técnica, mostram que o padrão da curva para ventrículos anormais difere substancialmente do obtido em ventrículos normais.

**Palavras-chave:** Processamento de Imagens, Detecção de Movimento, Fluxo Óptico, Ventrículografia Radioisotópica, Função Ventricular.

### INTRODUÇÃO

Atualmente, a visualização tridimensional (3D) de estruturas médicas representa uma ferramenta valiosa para a Medicina. Normalmente essas estruturas 3D são obtidas a partir de seqüências bidimensionais de imagens tomográficas produzidas a partir de raios-X (Tomografia Computadorizada - CT), Ressonância Magnética (MRI - *Magnetic Resonance Imaging*), Radioisótopos (SPECT - *Single Photon Emission Computed Tomography* ou PET - *Positron Emission Tomography*), Ultra-som e outras modalidades.

Nos últimos anos, tem aumentado o interesse em imagens quadridimensionais (4D) em estudos cardíacos. Nesses estudos, a aquisição de imagens 3D utilizando uma técnica conhecida, tal como SPECT ou MRI, é sincronizada com o eletrocardiograma, gerando uma série de volumes do coração ao longo do ciclo cardíaco.

---

<sup>1</sup> Divisão de Informática, Instituto do Coração, Av. Dr. Enéas C. Aguiar, 44, 05403-000 São Paulo-SP, Email gutierrez@incor.usp.br

<sup>2</sup> Divisão de Informática, Instituto do Coração

<sup>3</sup> Superintendência do Hosp. das Clínicas, R. Ovídio Pires Campos, 255, 05403-010 São Paulo-SP

<sup>4</sup> Serviço de Radioisótopos-Instituto do Coração

<sup>5</sup> Dep. Eng. Eletrônica, Escola Politécnica, USP, Av. Prof. Luciano Gualberto, T-3, 158, 05424-970 São Paulo-SP

Tais séries de imagens 3D oferecem a possibilidade de quantificação da estrutura e funcionamento do ventrículo esquerdo (VE). Dependendo da modalidade da imagem estudada, pode-se medir o volume do VE, a massa do músculo cardíaco, o movimento e encurtamento segmentar da parede ventricular e a perfusão regional. A medida precisa desses parâmetros fisiológicos permite uma melhoria no diagnóstico das doenças do ventrículo e uma melhor avaliação da eficiência da intervenção médica em cardiologia.

A contração regional do ventrículo esquerdo tem sido modelada de diversas maneiras (Karsch *et alii*, 1980). Tãmanha variedade de técnicas quantitativas é o resultado da enorme dificuldade em descrever, através de modelos, o complexo movimento do ventrículo esquerdo. Atualmente, não existe um método que seja universalmente aceito para análise do movimento do VE.

Muitos dos modelos adotados supõem que a contração ocorre ao longo de uma, ou mais, linhas de referência. Esses modelos possuem severas restrições: (1) a informação sobre o movimento e espessura da parede é obtida a partir de algoritmos de segmentação, cujo desempenho depende muito da qualidade da imagem; (2) vários métodos que são baseados na medida do movimento da parede interna do VE em direção ao, ou a partir do, centro do ventrículo excluem *a priori* outros movimentos que não o radial; (3) por se tratar de um fenômeno tridimensional, a avaliação do movimento do VE em um único plano pode levar a erros severos.

Neste trabalho propõe-se um método baseado na técnica de Fluxo Óptico para quantificar o movimento do ventrículo esquerdo no espaço 3D. A abordagem aqui apresentada não considera nenhuma simetria ou homogeneidade do ventrículo esquerdo.

## MÉTODOS

### O modelo 2D do Fluxo Óptico

O Fluxo Óptico, conforme definido por Horn e Schunck (1981), é o movimento aparente dos padrões de luminosidade de um objeto, observado quando a câmera e o objeto apresentam movimento relativo. Em imagens, o Fluxo Óptico pode ser representado por um vetor bidimensional de velocidade, associado a cada pixel no plano da imagem. O campo de vetores de velocidade especifica o movimento da luminosidade em cada ponto da imagem, à medida que câmera e o objeto apresentem movimento relativo.

O primeiro método para o cálculo do campo bidimensional de vetores de velocidade a partir de uma seqüência de imagens foi descrito e implementado por Horn e Schunck (1981). O método considera que os pixels associados a objetos em uma seqüência temporal de imagens podem mudar suas posições conforme o movimento do objeto. Porém, a intensidade de um pixel não pode variar de uma imagem na seqüência para a próxima. Apenas essa restrição de luminosidade, no entanto, não determina um campo de vetores de velocidade único. A unicidade da solução do campo pode ser obtida através da incorporação de uma função custo.

A primeira aplicação deste método em cardiologia foi descrita por Mailloux *et alii* (1987), na qual o movimento cardíaco foi estudado a partir de uma seqüência 2D de imagens ecocardiográficas. O trabalho obteve bons resultados, entretanto, como o Fluxo Óptico foi aplicado em imagens planas, os valores obtidos eram apenas uma aproximação do campo 3D real.

No presente trabalho propõe-se a extensão da técnica desenvolvida por Horn e Schunck para o espaço tridimensional, o que significa calcular o Fluxo Óptico para todo o Espaço *Voxel*.

### Extensão do modelo de Fluxo Óptico para 3D

Seja  $E(x(t), y(t), z(t), t)$  a intensidade do *voxel* na posição  $(x, y, z)$  no instante  $t$ . Então, considerando a função estacionária com respeito ao tempo, tem-se:  $\frac{dE}{dt} = 0$

Se um dado *voxel* mover-se para a posição  $(\delta x, \delta y, \delta z)$  no instante de tempo  $\delta t$ , então a partir da hipótese proposta por Horn e Schunck (1981), pode-se escrever:

$$E(x + \Delta x, y + \Delta y, z + \Delta z, t + \Delta t) = E(x, y, z) + \delta x \frac{\partial E}{\partial x} + \delta y \frac{\partial E}{\partial y} + \delta z \frac{\partial E}{\partial z} + t \frac{\partial E}{\partial t} + \varepsilon \quad (1)$$

onde  $\varepsilon$  contém os termos de ordem superior. Após subtração  $E(x, y, z, t)$  em ambos os lados da equação (1) e divisão por  $\delta t$ , tem-se:

$$\frac{\delta x}{\delta t} \frac{\partial E}{\partial x} + \frac{\delta y}{\delta t} \frac{\partial E}{\partial y} + \frac{\delta z}{\delta t} \frac{\partial E}{\partial z} + \frac{\partial E}{\partial t} + \xi(\delta t) = 0 \quad (2)$$

onde  $\xi(\delta t)$  contém os termos de ordem superior.

O limite da equação (2) quando  $\delta t$  tende a zero é:

$$\frac{d x}{d t} \frac{\partial E}{\partial x} + \frac{d y}{d t} \frac{\partial E}{\partial y} + \frac{d z}{d t} \frac{\partial E}{\partial z} + \frac{\partial E}{\partial t} = 0 \quad (3)$$

Fazendo  $v_x = \frac{d x}{d t}$ ,  $v_y = \frac{d y}{d t}$  e  $v_z = \frac{d z}{d t}$ , substituindo na equação (3) e colocando em uma forma mais compacta, tem-se:

$$\nabla \vec{E} \cdot \vec{v} = -E_t \quad (4)$$

onde  $\nabla \vec{E} = \left[ \frac{\partial E}{\partial x}, \frac{\partial E}{\partial y}, \frac{\partial E}{\partial z} \right]$  é o gradiente espacial da imagem 3D,  $E_t = \frac{\partial E}{\partial t}$  o gradiente temporal da imagem 3D e  $\vec{v} = [v_x(x, y, z), v_y(x, y, z), v_z(x, y, z)]$  o vetor que define o movimento do *voxel*.

O conjunto de todos os vetores de velocidade, obtidos através das componentes de velocidade nas direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ , constitui um campo de vetores de velocidade que caracteriza o Fluxo Óptico para a seqüência de imagens.

A equação (4) possui três incógnitas:  $v_x, v_y$  e  $v_z$ , e, sozinha, não é capaz de determinar o Fluxo Óptico unicamente. Entretanto, ela restringe as possíveis soluções. É possível calcular o Fluxo Óptico para imagens usando a equação de restrição (4) se a ela forem acrescentadas algumas hipóteses.

Se cada *voxel* puder apresentar movimento independente dos *voxels* vizinhos, então não existe possibilidade de se obter uma solução única. Entretanto, se for considerado que cada *voxel* apresenta movimento próximo ao de seus vizinhos, esta restrição pode ser incorporada ao problema. Isto pode ser obtido através da minimização de uma função custo que expresse, para um dado *voxel*, as variações de velocidade dos *voxels* na sua vizinhança.

Neste trabalho, adotou-se como função custo para esta hipótese a medida do quadrado do módulo do gradiente nas direções  $x, y$  e  $z$ , obtido sobre cada uma das componentes ( $v_x, v_y$  e  $v_z$ ) do vetor de velocidade  $\vec{v}$ .

$$|\nabla v_x|^2 + |\nabla v_y|^2 + |\nabla v_z|^2 = 0 \quad (5)$$

onde  $\nabla = \left[ \frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right]$ .

Da hipótese apresentada na equação (5) pode-se obter a seguinte função custo global para o volume:

$$f_{c_1} = \iiint_v \left( |\nabla v_x|^2 + |\nabla v_y|^2 + |\nabla v_z|^2 \right) dx dy dz \quad (6)$$

Outra função custo, para todo o volume, pode ser obtida a partir da equação (4):

$$f_{c_2} = \iiint_v \left( \nabla \vec{E} \cdot \vec{v} + E_t \right) dx dy dz \quad (7)$$

Combinando as equações (6) e (7), obtém-se a seguinte função custo global:

$$f_{c_3} = \iiint_v \left( \left( \nabla \vec{E} \cdot \vec{v} + E_t \right) + \left( |\nabla v_x|^2 + |\nabla v_y|^2 + |\nabla v_z|^2 \right) \right) dx dy dz \quad (8)$$

Então, pela equação (8), a solução do problema consiste em encontrar o valor mínimo para  $f_{c_3}$ . Isto sugere a utilização de métodos variacionais, para os quais encontrar o valor mínimo para funções do tipo

$$I = \int_{x1}^{x2} F\left(x, y, \frac{dy}{dx}\right) dx \quad (9)$$

significa resolver a equação diferencial de Euler-Lagrange.

$$F_y\left(x, y(x), \frac{dy}{dx}\right) - \frac{\partial F_{y_x}}{\partial x}\left(x, y(x), \frac{dy}{dx}\right) = 0 \quad (10)$$

onde  $F_y$  é a derivada parcial da função  $F$  com relação a  $y(x)$  e  $F_{y_x}$  é a derivada parcial da função  $F$  com relação a  $\frac{dy}{dx}$ .

Entretanto, para que a equação (8) possa ser resolvida por este método, é necessário que se faça uma alteração na combinação entre as equações (6) e (7).

$$f_{c_t} = \iiint_v \left( (\nabla \vec{E} \cdot \vec{v} + E_t)^2 + \alpha_m^2 \left( |\nabla v_x|^2 + |\nabla v_y|^2 + |\nabla v_z|^2 \right) \right) dx dy dz \quad (11)$$

onde  $\alpha$  é uma constante.

Em cada *voxel*, resolvendo-se as equações diferenciais de Euler-Lagrange com variáveis independentes  $v_x$ ,  $v_y$  e  $v_z$ , obtém-se:

$$\begin{cases} v_x = \bar{v}_x - \frac{E_x(E_x \bar{v}_x + E_y \bar{v}_y + E_z \bar{v}_z + E_t)}{\alpha_m^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \\ v_y = \bar{v}_y - \frac{E_y(E_x \bar{v}_x + E_y \bar{v}_y + E_z \bar{v}_z + E_t)}{\alpha_m^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \\ v_z = \bar{v}_z - \frac{E_z(E_x \bar{v}_x + E_y \bar{v}_y + E_z \bar{v}_z + E_t)}{\alpha_m^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \end{cases} \quad (12)$$

onde  $\bar{v}_x, \bar{v}_y$  e  $\bar{v}_z$  são as velocidades médias dos *voxels* em uma região,  $E_x, E_y, E_z$  e  $E_t$  são as derivadas parciais da função intensidade do *voxel* ( $E(x, y, z, t)$ ).

Para cada *voxel* existe um conjunto de três equações lineares (12). A matriz correspondente a esse sistema de equações é esparsa e de ordem elevada, uma vez que o número de linhas e colunas é três vezes o número de *voxels* no volume. Um método adequado para resolver tal conjunto de equações é o método ART (*Algebraic Reconstruction Technique*), utilizado em problemas de Reconstrução Tomográfica, os quais apresentam sistemas lineares com características semelhantes.

### A Solução Iterativa

O ART (Gordon *et alii.*, 1970) é um método pertencente à classe dos métodos conhecidos como *row action* para solução de sistemas de equações lineares, nos quais  $[A]\bar{x} \leq \bar{b}$ . A principal característica de tais métodos é que eles são iterativos e usam cada linha de  $[A]$  uma única vez em cada iteração, sem provocar qualquer outra alteração na matriz  $[A]$  original.

Tais métodos são importantes e têm se mostrado efetivos para problemas com matrizes com ordem elevada e esparsas, como aquelas encontradas nos problemas de Reconstrução Tomográfica.

O método ART utiliza os seguintes procedimentos:

- 1) Todos os elementos do vetor  $\bar{x}^0 \in \mathfrak{R}^n$ , são inicializados com zero
- 2) Cada iteração  $k$  apresenta o seguinte passo:

$$\begin{cases} \bar{x}^{k+1} = \bar{x}^k + \lambda \frac{b_i - \langle \bar{a}_{i_k}, \bar{x} \rangle}{\|\bar{a}_{i_k}\|^2} \bar{a}_{i_k} \\ i_k = k(\text{mod } m) + 1; \quad 0 \leq \lambda \leq 2 \end{cases} \quad (13)$$

onde  $m$  é o número de linhas da matriz  $[A]$ ,  $\text{mod } m$  é o resto da divisão da iteração  $k$  por  $m$  e  $\lambda$  o parâmetro de relaxação.

Aplicando (13) ao sistema de equações em (12) temos:

$$\begin{cases} v_x^{k+1} = \bar{v}_x^k - \frac{E_x(E_x \bar{v}_x^k + E_y \bar{v}_y^k + E_z \bar{v}_z^k + E_t)}{\alpha_m^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \\ v_y^{k+1} = \bar{v}_y^k - \frac{E_y(E_x \bar{v}_x^k + E_y \bar{v}_y^k + E_z \bar{v}_z^k + E_t)}{\alpha_m^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \\ v_z^{k+1} = \bar{v}_z^k - \frac{E_z(E_x \bar{v}_x^k + E_y \bar{v}_y^k + E_z \bar{v}_z^k + E_t)}{\alpha_m^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \end{cases} \quad (14)$$

Para um dado *voxel*, na iteração  $k+1$ , as novas estimativas das componentes de velocidade ( $v_x^{k+1}, v_y^{k+1}$  e  $v_z^{k+1}$ ) são obtidas a partir das derivadas parciais ( $E_x, E_y, E_z$  e  $E_t$ ) da função intensidade do *voxel* ( $E(x, y, z, t)$ ) e das velocidades médias ( $v_x^k, v_y^k$  e  $v_z^k$ ) dos *voxels* vizinhos obtidas na iteração anterior ( $k$ ).



expresso em porcentagem. Na Tabela 2 são apresentados os resultados obtidos com movimentos de rotação no mesmo *phantom* onde  $\omega$  e  $\hat{\omega}$  são as velocidades angulares real e estimada (graus/quadro), respectivamente, e  $\epsilon_{rms}$  é o RMSE expresso em porcentagem.

Tabela 1. Resultados obtidos após movimento de translação em uma seção transversal do *phantom*.

$v_x$	$v_y$	$\hat{v}_x$	$\epsilon_{rms}(\%)$	$\hat{v}_y$	$\epsilon_{rms}(\%)$
1	0	0,9380	7,66	0,0002	0,00
2	0	1,9741	11,25	0,0012	0,00
1	1	0,9747	6,95	0,9585	7,25
1	2	1,1635	20,01	1,9095	11,19

Tabela 2. Resultados obtidos após movimento de rotação em uma seção transversal do *phantom*.

$\omega$	$\hat{\omega}$	$\epsilon_{rms}(\%)$
2	1,9441	8,09
5	5,1011	9,56
7	6,9944	20,27

### **Phantom submetido à deformação**

Os movimentos apresentados na seção anterior consideram que o material do *phantom* não sofre nenhum tipo de deformação durante o movimento. Entretanto, o coração, para desempenhar as suas funções, sofre uma série de deformações durante o ciclo cardíaco. Para simular uma situação mais realista, aplicou-se uma seqüência de deformações sobre o *phantom* inicialmente com seção transversal em formato de cilindro. A deformação aplicada se constituiu de uma contração no eixo  $y$  e uma expansão no eixo  $x$  de 2 *voxels* por intervalo de tempo. Na Figura 2 pode-se observar as alterações no formato da seção transversal devido à deformação aplicada e o campo de velocidades obtido pelo método proposto.

### **Imagens reais**

O método proposto foi aplicado em uma seqüência de imagens 3D do coração, obtida em exame *gated-SPECT* de perfusão do miocárdio com MIBI-<sup>99m</sup>Tc. Durante o ciclo cardíaco, 16 imagens 3D sincronizadas com o eletrocardiograma (ECG) foram adquiridas.

O campo de vetores de velocidade foi estimado utilizando-se a informação de 3 imagens da seqüência de 16 imagens 3D adquiridas. Cada imagem está contida em um Espaço *Voxel* com dimensões 64x64x21. O método ART foi utilizado para obtenção da solução do sistema de equações lineares apresentado em (9), com parâmetro  $\alpha_m = 10$  e após 72.675 iterações. A constante  $\alpha_m$  foi escolhida a partir das simulações com os *phantoms* numéricos.



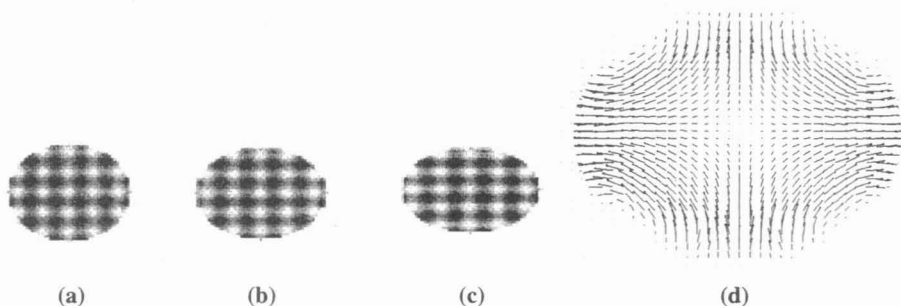


Figura 2. (a), (b) e (c) seqüência temporal de imagens de seção transversal do *phantom* sofrendo deformação; (d) campo de vetores de velocidade para os *voxels* que compõem a seção transversal.

Para a visualização do campo de vetores de velocidade, apresenta-se um vetor sobre cada *voxel*. A magnitude de cada vetor é proporcional à velocidade do *voxel* e a direção e o sentido indicam o movimento do *voxel* no espaço (Figura 3).

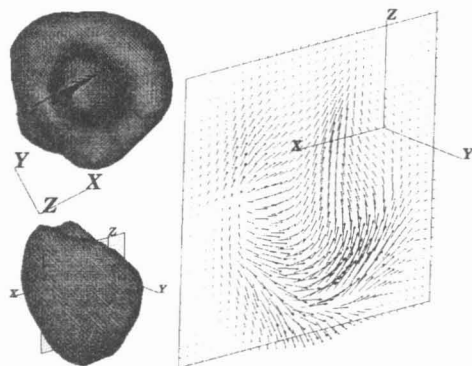


Figura 3. Campo de vetores de velocidade em um corte coronal em um coração normal obtido durante a sístole.

### Estimativa da Energia Cinética

O método se mostrou bastante eficaz em quantificar a dinâmica 3D do ventrículo esquerdo. Entretanto, a visualização da informação 3D é ainda difícil, conforme pôde ser observado na Figura 4. É necessário escolher um plano de interesse e analisar o campo vetorial neste plano. Assim, modelos que utilizem a informação de velocidade de uma maneira mais global devem ser perseguidos.



## DISCUSSÃO

Os métodos existentes para a quantificação do movimento das paredes do VE são influenciados por vários problemas como os modelos geométricos aproximados e, principalmente, por considerar que o movimento do ventrículo se restringe a um plano, não levando em consideração a característica 3D deste fenômeno.

Neste trabalho propôs-se um método para quantificar o movimento do ventrículo, no espaço, através da estimativa do Fluxo Óptico em seqüências temporais de imagens de Medicina Nuclear. O método adota duas hipóteses para a estimativa do movimento: 1) cada *voxel* pode apresentar movimento no espaço, mas sua intensidade é estacionária no tempo; 2) a velocidade de cada *voxel* é próxima à velocidade dos *voxels* vizinhos.

A primeira hipótese envolve obter as derivadas espaciais e temporais em cada *voxel* da seqüência de imagens, enquanto a segunda hipótese envolve minimizar uma função custo que expresse, para um dado *voxel*, as variações de velocidade dos *voxels* na sua vizinhança. Utilizou-se como função custo a medida do quadrado do gradiente nas direções  $x, y$  e  $z$ , obtido sobre cada uma das componentes ( $v_x, v_y$  e  $v_z$ ) do vetor de velocidade  $\vec{v}$ .

As duas hipóteses são combinadas em uma nova função custo. Através de cálculo variacional é obtido um conjunto de três equações para cada *voxel*, apresentando como variáveis as componentes do vetor de velocidade nas direções  $x, y$  e  $z$  e, como coeficientes, as derivadas espaciais e temporais. O sistema de equações resultante para todo o volume é resolvido utilizando-se o método ART.

Propomos, a partir da informação vetorial 3D, obtida em imagens de perfusão do miocárdio, estimar a energia cinética em cada *voxel* que compõe o miocárdio. A integração desta quantidade sobre o músculo cardíaco fornece a energia cinética total do músculo, que pode ser apresentada em uma curva de variação ao longo do ciclo cardíaco. A curva resultante pode ser utilizada como um indicador das condições cardíacas.

## CONCLUSÃO

A possibilidade de, a partir de uma técnica não invasiva e bem estabelecida como o exame *gated-SPECT*, se estimar o movimento 3D do músculo cardíaco e representá-lo através de vetores espaciais, permite o estudo de novas quantidades físicas. A utilização desta informação 3D para medir, por exemplo, a variação da energia cinética do músculo durante o processo de deformação que ocorre no coração, possibilita uma contribuição inédita nos estudos de Medicina Nuclear. Outras quantidades físicas potenciais, como a medida da potência e do trabalho, global e regional, do músculo cardíaco podem ser estimadas de maneira análoga e constituem parâmetros importantes, que devem ser objeto de estudos sequentes a este trabalho.

O método proposto consiste, na verdade, em um novo método de quantificação e visualização em imagens médicas. A metodologia apresenta um grande potencial na discriminação de pacientes



