

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

M. A. Gutierrez¹, S. S. Furuie², L. Moura³, J. C. Meneghetti⁴, N. Alens⁵

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.

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

² Divisão de Informática, Instituto do Coração

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

⁴ Serviço de Radioisótopos-Instituto do Coração

⁵ 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 δt , 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 ε contém os termos de ordem superior. Após subtração $E(x, y, z, t)$ em ambos os lados da equação (1) e divisão por δt , 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 δt 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 α 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 λ 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).

RESULTADOS

Imagens sintéticas

Para a validação experimental quantitativa do método proposto, utilizaram-se modelos de *phantoms* sintéticos, que foram submetidos a movimentos no espaço com deslocamento conhecido.

O primeiro *phantom* sintético utilizado constituiu-se de um cilindro sólido com raio de 28 *voxels* e altura de 5 *voxels*. O Espaço *Voxel*, no qual o cilindro está inserido, tem dimensões 74x74x5 nas direções x, y e z , respectivamente. Cada secção transversal do cilindro é composta por *voxels* cuja intensidade é dada pela função intensidade descrita abaixo:

$$E(x, y, z) = \alpha + \beta[\text{sen}(\omega_1 x + \text{sen}(\omega_2 y))] \quad (15)$$

onde, $E(x, y, z)$ é a intensidade do *voxel* na posição x, y e z do Espaço *Voxel*, α e β são constantes e ω_1 e ω_2 são as frequências espaciais.

A Figura 1 apresenta uma secção transversal do cilindro em relação à direção z .

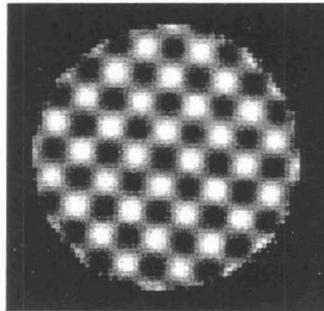


Figura 1. Secção transversal do cilindro com $\alpha = 128$, $\beta = 40$ e $\omega_1 = \omega_2 = 0,78$. Os pontos claros indicam regiões de alta contagem e os escuros, de baixa.

Medida de erro em movimento de translação e rotação

O cilindro foi submetido a movimentos de translação e rotação com velocidades conhecidas. As velocidades foram estimadas pelo método proposto e os resultados comparados com as velocidades reais. O erro médio quadrático (RMSE - *Root Mean Square Error*) foi utilizado como medida de erro entre as velocidades estimadas e reais.

Na Tabela 1 são apresentados os resultados obtidos após submeter o *phantom* a movimentos de translação em diferentes velocidades. Na Tabela 1, v_x e v_y são as velocidades reais (*pixels/quadro*), \hat{v}_x e \hat{v}_y são as velocidades médias estimadas (*pixels/quadro*) e ϵ_{rms} é o RMSE

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

ω	$\hat{\omega}$	$\epsilon_{rms}(\%)$
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-^{99m}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 α_m foi escolhida a partir das simulações com os *phantoms* numéricos.

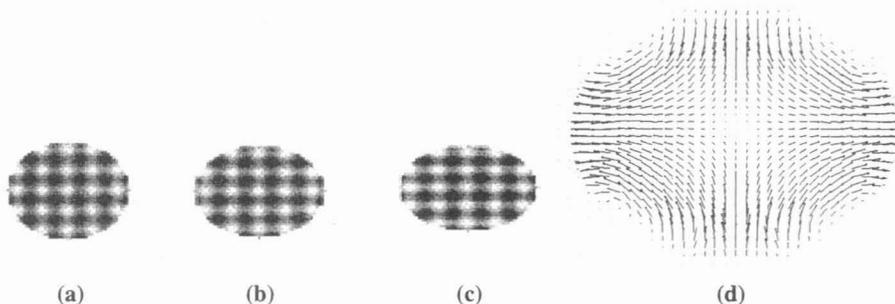


Figura 2. (a), (b) e (c) seqüência temporal de imagens de seção transversal do *phantom* sofrendo deformação; (d) campo de vetores de velocidade para os *voxels* que compõem a seção transversal.

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).

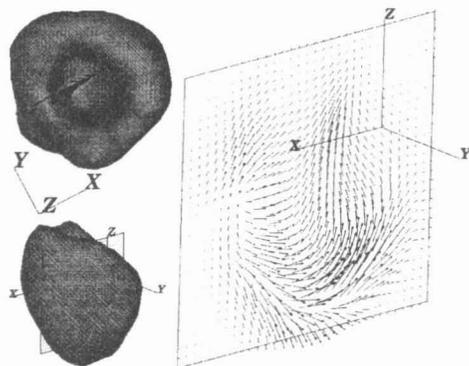


Figura 3. Campo de vetores de velocidade em um corte coronal em um coração normal obtido durante a sístole.

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.

Como, pela aplicação do método proposto, pode-se obter a velocidade 3D de cada *voxel* que compõe o miocárdio, é possível, a partir desta informação, obter uma aproximação para a energia cinética do *voxel*, dada pela expressão :

$$E_c = \frac{1}{2} m (v_x^2 + v_y^2 + v_z^2) \quad (16)$$

onde, m é a massa do *voxel*; v_x , v_y e v_z as componentes do vetor de velocidade nas direções x , y e z , respectivamente. A integral de E_c sobre o músculo cardíaco representa uma aproximação para a energia cinética total do músculo.

Utilizando-se a informação contida em cada um dos campos de vetores de velocidade obtidos ao longo do ciclo cardíaco e considerando a densidade de massa constante, torna-se possível apresentar uma curva de variação da energia cinética total do miocárdio ao longo do ciclo.

A Figura 4 mostra o gráfico da energia cinética estimada durante o ciclo cardíaco, a partir da informação de velocidade obtida pelo método proposto, para seis casos clínicos. Dois destes foram considerados normais (MG e CM) e quatro com anormalidades no exame de perfusão do miocárdio (SA, MOR, BAR e BUE). O valor apresentado no eixo da energia foi normalizado pelo número de *voxels* em cada volume.

Em todos os casos, pode-se observar que a curva da energia cinética ao longo do ciclo tem comportamento similar, apresentando o maior valor no instante 2 do ciclo, início da sístole, e o menor valor durante os instantes 5 a 7, início da diástole. Também fica evidente para os casos clínicos SA, MOR, BAR e BUE, que a motilidade do músculo, obtida a partir dos valores de energia cinética, destes indivíduos é inferior ao dos indivíduos normais.

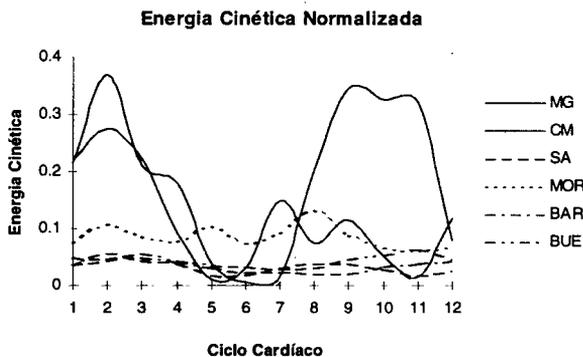


Figura 4 - Energia cinética no ciclo cardíaco para dois casos clínicos considerados normais (MG e CM) e quatro apresentando anormalidades no exame de perfusão do miocárdio (SA, MOR, BAR e BUE). No eixo "Ciclo Cardíaco" as fases de 1 a 6 indicam a sístole e as fases de 7 a 12 indicam a diástole.

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

de mesma classificação funcional, uma vez que pela primeira vez se consegue mensurar a grandeza velocidade 3D em imagens de Medicina Nuclear.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho contou com o suporte financeiro da FAPESP-Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Projeto 92/0577-6) e da Fundação E. J. Zerbini.

BIBLIOGRAFIA

- KARSCH, K. R., LAMM, U., BLANKE, H. and RENTROP, K. P. (1980), "Comparison of nineteen quantitative models for assessment of localized left ventricular wall motion abnormalities", *Clinical Cardiology*, v. 3, p. 123.
- HORN, B. K. P. and SCHUNCK, B. G. (1981), "Determining optical flow", *Artificial Intelligence*, v. 17, p. 185-203.
- MAILLOUX, G. E., BLUE, A., BERTRAND, M. and PETITCLERC, R. (1987), "Computer analysis of heart motion from twodimensional echocardiograms", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 34, p. 356-364.
- GORDON, R., BENDER, R. and HERMAN, G. T. (1970), "Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for threedimensional electron microscopy and X-ray photography", *J. Theoret. Biol.*, v. 29, . 471-481

QUANTIFICATION OF 3D MYOCARDIAL MOTION IN NUCLEAR MEDICINE IMAGES

M. A. Gutierrez¹, S. S. Furuie², L. Moura³, J. C. Meneghetti⁴, N. Alens⁵

ABSTRACT -- The conventional methods for analysis of LV wall motion abnormalities are based on planar images and geometrical analysis with many hardly fulfilled assumptions. This work describes a method which quantifies 3D LV motion by means of the optical flow technique extended to the voxel space. The LV wall motion is represented by a series of 3D velocity vector field which is computed automatically by the proposed method for each voxel on the sequence of cardiac volumes. Using the velocity vector it is possible to estimate the kinetic energy for each voxel. The integration of this quantity over the LV muscle gives the myocardial's kinetic energy. Thus a curve representing the myocardial kinetic energy can be plotted. This curve may be used as an indicator of cardiac conditions. The proposed method was applied to study normal and abnormal hearts. The results show that the curve pattern for infarcted hearts differs substantially from normal hearts.

Key-words: Image Processing, Motion Detection, Optical Flow, Ventricular Function.

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

² Divisão de Informática, Instituto do Coração

³ Superintendência do Hosp. das Clínicas, R. Ovídio Pires Campos, 255, 05403-000 São Paulo-SP

⁴ Serviço de Radioisótopos, Instituto do Coração

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