

Segmentação da parede torácica nas imagens de ressonância

*Leila Pereira de Moraes (bolsista), Aline Barbosa Alves (bolsista) e
João Luiz Azevedo de Carvalho (orientador)*

Departamento de Engenharia Elétrica (ENE/FT)

Universidade de Brasília

Brasília- DF, Brasil

joaoluiz@pgea.unb.br

Abstract- This work aims to demonstrate a method for segmentation of the thoracic wall in order to improve the quality of the respiration signal extracted from magnetic resonance images, aiming to evaluate the relationship between respiration, heart rate variability and stroke volume variability under different autonomic stimuli.

Keywords- Magnetic resonance imaging, thorax segmentation, image processing.

Resumo- Este trabalho visa demonstrar uma forma de segmentação da parede torácica para melhorar a qualidade do sinal de respiração extraído de imagens de ressonância magnética com o objetivo de avaliarmos a relação entre respiração, variabilidade da frequência cardíaca e variabilidade do volume sistólico sob diferentes estímulos autonômicos.

Palavras chaves- ressonância magnética, segmentação torácica, processamento de imagens.

1. Introdução

O avanço no tratamento de algumas doenças humanas vem sendo continuamente aperfeiçoado pelo maior uso de imagens médicas. Essas imagens são produzidas a partir de variadas técnicas. Nesse trabalho foi avaliada a técnica da ressonância magnética.

O fenômeno da ressonância magnética foi descoberta por Felix Bloch e Edward Purcell em 1946. Entre os anos 1950 e 1970 a ressonância magnética foi utilizada para análise molecular física e química. Em 1973 a ressonância magnética foi inicialmente demonstrada e em 1975 Richard Ernst propôs a codificação em fase e frequência e a transformada de Fourier para a MRI. Edelstein demonstrou em 1980 a imagem do corpo humano usando as técnicas de Ernst com a

aquisição de uma imagem a cada cinco minutos. Nessa década introduziu-se o MRI em rotinas clínicas para o diagnóstico de inúmeras doenças.

2. Revisão Bibliográfica

A. Transformada de Fourier

A transformada de Fourier é uma ferramenta matemática que realiza a transição entre as variáveis de tempo e frequência de sinais. Quando trabalhamos com imagens digitais, utilizamos a forma discreta da transformada de Fourier em duas dimensões (2DFT). Ela pode ser definida como:

$$F(u,v) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) e^{-j2\pi (ux/M + vy/N)}$$

Onde ,
 $F(u,v)$ e $f(x,y)$ tem a mesma periodicidade;
“u” e “x” = 0,1,2,...,M-1;
“v” e “y” = 0,1,2,...,N-1.

B. Ressonância Magnética

O fenômeno da ressonância magnética é baseado na mensuração de ondas de rádio-frequência eletromagnéticas não-ionizantes.

O aparelho de ressonância magnética trabalha com as propriedades magnéticas do núcleo da molécula de hidrogênio que tem um próton apenas. O próton tem carga positiva e devido ao seu movimento giratório em torno do seu próprio eixo gera um pequeno campo magnético. Quando os prótons não se encontram sob a influência de nenhum campo magnético exterior, o spin magnético de cada um deles está apontando para uma direção diferente, de maneira que a soma vetorial de todos eles é igual a zero. Para obter o sinal de ressonância magnética aplica-se um campo magnético externo B_0 variando entre 0.2 e 3 T. Esse campo faz os spins do corpo se alinharem paralelo a ele e assim a soma vetorial dos spins não é mais zero, surgindo uma magnetização total M_0 em paralelo a B_0 . Os spins também realizam um movimento de precessão sob efeito de B_0 . Eles começam a precessar a uma frequência determinada, chamada de Larmor, ω_L , que é proporcional ao B_0 e à constante giromagnética de cada núcleo γ . Ainda não é possível medir essa magnetização, é preciso deslocá-la para um

plano perpendicular a B_0 . Assim, um pulso de rádio-frequência é aplicado na direção perpendicular a B_0 e com uma intensidade mais fraca, com isso um vetor de magnetização perpendicular a B_0 é criado, M_{xy} . Estando a frequência do próton igual à frequência aplicada ω_L , o fenômeno de ressonância irá ocorrer e o próton irá precessar ao redor dessa frequência. Ao desligarmos o pulso, a magnetização M_{xy} diminui continuamente enquanto a magnetização M_0 se recupera. O sinal captado pelo aparelho é uma voltagem induzida pelo movimento de precessão da magnetização transversal em torno de B_0 , que oscila com a frequência de Larmor e cuja amplitude vai diminuindo exponencialmente. A rapidez com que um conjunto de spins volta ao seu estado de equilíbrio vai depender do tipo de tecido ao qual eles pertencem.

C. Aquisição das imagens

O sinal captado pela máquina de ressonância magnética é chamado de espaço k: uma matriz de frequências espaciais onde as frequências espaciais mais baixas estão no centro do espaço k e as frequências mais altas estão mais afastadas do centro. As imagens utilizadas para o processamento foram obtidas a partir da aquisição em espiral, onde o espaço k foi obtido a partir de curvas espirais. Obtivemos assim as imagens mais rapidamente, em contrapartida a resolução das imagens é baixa.

3. Metodologia

O trabalho foi dividido em três etapas. Na primeira parte focamos em aprender conceitos sobre os exames de ressonância magnética além do funcionamento do equipamento. Houve a revisão de conceitos da transformada de Fourier, a introdução da transformada de Fourier 2-D juntamente com o processamento digital de sinais em imagens e a aplicação desses conceitos no software MATLAB.

Na segunda etapa obtivemos acesso à monografia e trabalho desenvolvido pelos graduandos em Engenharia Elétrica Thiago Zuconi Viana e Gustavo Magalhães Gondim ‘*Segmentação da artéria aorta em sequências de imagens de ressonância magnética nuclear cardíaca*’ para estudo. O trabalho acima consistiu na formulação de um algoritmo em Matlab para a segmentação da artéria aorta em imagens de ressonância magnética a partir de duas técnicas: *Método de segmentação da aorta ascendente com detecção e rejeição de quadros com movimento utilizando elementos conectados e limiarização e Método de segmentação da aorta ascendente utilizando imagens isoladas, multi-crescimento de regiões e watershed*. Para a realização do projeto utilizamos apenas o primeiro método, que é mostrado na Figura 1. Testamos o método para três conjuntos de imagens, A, B e C, associadas a três indivíduos saudáveis distintos, e reconstruídas usando o programa *cardout*, desenvolvido pelo orientador Prof. João Luiz Azevedo de Carvalho.

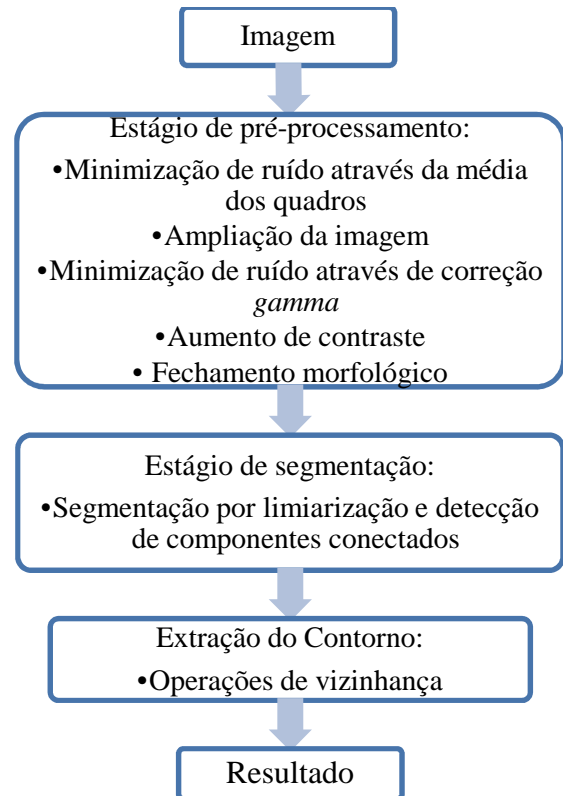


Figura 1: Diagrama de blocos do algoritmo de segmentação com detecção e rejeição de quadros com movimento.

O primeiro estágio de pré-processamento foi utilizado para diminuir o ruído das imagens de modo a facilitar a segmentação. As imagens utilizadas para segmentação podem ser considerada de baixa resolução, sendo necessário esse primeiro estágio para facilitar a segmentação da imagem como pode ser visto na Figura 2.



Figura 2: Imagens originais para os três indivíduos.

Foi sugerido pelo orientador não realizar a média dos quadros para a minimização de ruídos. Sendo assim começamos utilizando a minimização de ruído através da correção gama, que acentua o contorno das imagens, modificando os valores de cinza da imagem original. Em seguida, aplicou-se um filtro passa-alta FIR para realçar as bordas ao atenuar os sinais de baixa frequência da transformada de Fourier, que pode ser visto na Figura 3.



Figura 3: Filtro FIR aplicado às imagens da Fig. 2.

Por último, foi realizado o fechamento morfológico em escalas de cinza para eliminar ao máximo o ruído ainda existente e deixar a imagem mais uniforme.

No estágio da segmentação, é feita o processamento da imagem para a extração dos parâmetros desejados. O objetivo é particionar a imagem em regiões. A técnica utilizada para isso foi a limiarização. Primeiramente, foi realizado um histograma da imagem após o fechamento morfológico. Foi escolhido um limiar em que 96% dos pixels da imagem possuísem nível de cinza abaixo do limiar. Com isso, pixels com intensidade maior ou igual o limiar recebem valor de intensidade 1 e pixels com intensidade menor ou igual ao

limiar recebem valor 0, dividindo a imagem em objeto e fundo como mostrado na Figura 4.



Figura 4: Imagens de Peter, Jon e Yoon binarizadas.

Em seguida foi-se identificando cada objeto da imagem limiarizada, percorrendo a imagem pixel a pixel para determinar os componentes conectados. Cada parte foi preenchida com uma cor diferente (Figura 5).



Imagem 5: Imagens particionadas de Peter, Jon e Yoon.

O trabalho tomado como base fez, a seguir, a identificação da aorta, procurando a maior região da imagem mais próxima ao centro. Entretanto, o nosso objetivo era a detecção da parede torácica e, portanto, buscamos a maior região mais próxima à parte superior da imagem como mostrado na Figura 5.

Em seguida houve o preenchimento da região escolhida com o valor 1 e o restante com o valor 0. Por fim, houve a extração do contorno ajustando um pixel a zero se todos os quatro pixels vizinhos forem iguais a 1 e deixando somente os pixels da borda como visto na Figura 6.



Figura 6: Preenchimento da região escolhida das imagens de Peter, Jon e Yoon.

Rodamos o programa para os três conjuntos de imagens, A, B e C, geradas pelo programa *cardout*. Assim, na primeira parte focamos em testar o programa desenvolvido pelos autores do trabalho de segmentação da aorta. Em seguida, fizemos um programa no MATLAB para testar mais imagens ao mesmo tempo. Esse programa é apresentado abaixo, no qual a função *Borda* é uma função que executa o programa dos graduandos.

```
clear, clc, close all

%path = '2007_10_29_yoon'; filename = 'pressor';
channel = 2; invertpc = 1;
%path = '2007_10_29_yoon'; filename = 'menta_loud';
channel = 2; invertpc = 1;
%path = '2007_10_31_peter'; filename = 'mental';
channel = 2;
%path = '2007_11_04_jon'; filename = 'mental'; channel
= 2; missedqrs = [7.895 97.497 106.031 106.997
116.312 117.221 118.101 295.900 296.766];
%path = '2007_11_04_jon'; filename = 'pressor';
channel = 2;

channels = 1:2; %1:2 %% canais a serem reconstruidos:
1 ou 2 ou [1 2] ou 1:2
phases = 1:100:1000; %1:1000 %%quadros temporais
do bloco a serem
blocks = 3; %1:7 %ultimo bloco tem 338 quadros, os
demais tem 1000
rszfactor = 2; %fator de redimensionamento (zoom): 1
ou 2 ou 3 ou 4 ou ....

nphases = length(phases);
nblocks = length(blocks);

nx= 166;
ny=166;
```

```
xytbnmag = zeros(nx,ny,nphases,nblocks);
areas = zeros(nphases,nblocks);

for b=1:nblocks,
    block = blocks(b);
    for p=1:nphases,
        phase = phases(p);
        bmpfilename
        =sprintf('./%s/%s_b%02dp%04d.bmp',path,filename,block,phase);

        m=imread(bmpfilename);
        xytbnmag(:, :, p, b)=m;
        area = Borda(m);
        areas(p,b)=area

    end
end

areas = areas(:); %transforma matriz em vetor coluna
y=plot(areas);
```

4. Resultados

O trabalho utilizado como base funcionou muito bem para algumas imagens e mal para outras. Como pode ser visto na Fig. 6, em apenas em um conjunto de imagens conseguiu-se extrair a parede torácica com precisão. Nos outros dois grupos, não foi possível separá-la da artéria aorta.

A partir das imagens geradas pelo programa apresentado acima, podemos ver que, mesmo para o conjunto de dados C, no qual é observado um bom resultado na imagem apresentada na Figura 6, o método não funcionou para todas as imagens. Observamos que, para algumas imagens o programa funcionava perfeitamente, mas para a grande maioria não era capturada apenas a parede torácica.

Foram realizadas reuniões com dois especialistas em segmentação de imagens o professor Bruno Luigi Machiavello do Departamento de Ciência da Computação e a professora Juliana Camapum do Departamento de Engenharia Elétrica, durante as quais foram mostradas ferramentas novas para a segmentação de imagens. Algumas melhorias foram conseguidas, mas os resultados encontrados também não foram bons, sendo que algumas imagens ficaram boas e outras não tão boas.

Decidimos então pela mudança da abordagem utilizada para a segmentação da parede torácica. Optamos pela utilização dos dados ainda no domínio de Fourier, em vez de utilizar as imagens reconstruídas para estimar o movimento respiratório.

Nessa etapa do projeto houve a substituição da bolsista Leila Pereira de Moraes, pela bolsista Aline Barbosa, devido à desistência da primeira para poder focar em seu trabalho de conclusão de curso.

A nova bolsista realizou uma revisão de álgebra linear e aprofundou seus conhecimentos sobre o funcionamento do exame de ressonância magnética.

5. Conclusão

O objetivo desse projeto foi a segmentação da parede torácica para avaliar a relação do movimento respiratório, frequência cardíaca e variabilidade do volume sistólico. O

método utilizado não obteve êxito na captação do movimento respiratório precisamente, funcionando para alguns blocos de imagens e menos para outro. Assim, decidiu-se pela mudança de metodologia, na qual os dados serão processados ainda no espaço-k, isto é, antes da reconstrução das imagens. Esta abordagem será tratada na continuação deste trabalho pela nova bolsista, que já teve projeto de IC aprovado para o interstício 2012-2013.

6. Bibliografia

1. Takahashi, Ricardo H. C. *Transformada Discreta de Fourier: Motivação e Aplicações*. Outubro, 2002.
2. Neto, João Fonseca. *Aplicação da Transformada de Fourier no Processamento Digital de Imagens*. Novembro, 1999.
3. Viana, Thiago Zuconi. Gondim, Gustavo Magalhães. *Segmentação da artéria aorta em sequências de imagens de ressonância magnética nuclear cardíaca*.
4. Silva, Alzenir de Oliveira. *Transformada de Watershed para a segmentação de imagens médicas da região pélvica*.
5. Otaduy, Maria Garcia. Leite, Cláudia da Costa. *Princípios físicos da Ressonância Magnética*.