

# Trabalho prático da disciplina Processamento de Imagens Biomédicas - CI172

Bruno Henrique Meyer  
Universidade Federal do Paraná  
Informática Biomédica  
Email: bhm15@inf.ufpr.br

*Keywords—Bioinformática, Seleção de genes*

## I. INTRODUÇÃO

A segmentação de imagens é um problema muito comum na área médica. São diversas as aplicações para as técnicas que resolvem esse problema, e entre elas está a segmentação e identificação dos limites do endocárdio e epicárdio em imagens que representam o coração de pacientes.

A segmentação, identificação e avaliação do ventrículo esquerdo em imagens médicas pode auxiliar em diagnósticos. Por ser um componente importante para a distribuição do sangue para o resto do corpo, as métricas obtidas a partir do ventrículo esquerdo como volume total interno e espessura entre o endocárdio e epicárdio podem representar sintomas e características presentes no organismo.

Para que tais métricas sejam precisas, é necessária uma etapa de segmentação eficiente de imagens. Este trabalho tem por objetivo analisar e estudar o comportamento do uso de algumas técnicas e algoritmos de processamento de imagens no problema de segmentação do endocárdio e epicárdio em imagens médicas.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

O código-fonte do trabalho está disponível e aberto em <https://github.com/BrunoMeyer/heart-segmentation>.

### A. Base de imagens

Os experimentos foram realizados utilizando a linguagem de programação *python* e a biblioteca OpenCV. Os dados foram obtidos por meio de uma base de dados pública [1], contando com um total de 426 imagens tridimensionais de 18 pacientes diferentes. Na base mencionada existem segmentações realizadas manualmente por dois especialistas, contando com a separação entre epicárdio durante a sístole/diástole e endocárdio durante a sístole/diástole.

A Figura 1 ilustra um dos *slices* das imagens dos pacientes. Cada paciente possui imagens obtidas em diferentes tempos durante um ciclo de batimento cardíaco, com uma média de 25 tomografias por paciente onde cada imagem possui um número variado de *slices*, que possuem resolução 100x100.



Figura 1: Exemplo de um *slice* de uma das imagens dos pacientes.

### B. Detecção de centros de endocárdios

Como ilustrado na Figura 1, o centro do objeto de interesse a ser segmentado possui formato circular. Para cada *slice* de cada imagem, foi calculado a tupla (*raio,centro*) mais significativa de acordo com o método de transformada de Hough para detecção de círculos em imagens. Após isso, como demonstrado no diagrama da Figura 2, os centros e raios dos *slices* das imagens, relacionadas ao batimento cardíaco, de cada paciente foram utilizados para calcular a mediana da distribuição do tamanho do raio e posição do centro. O cálculo da mediana foi utilizado pois reduz a imprecisão da transformada de Hough, que pode indicar círculos não desejados durante a detecção.

### C. Segmentação de endocárdios

Anteriormente à etapa de segmentação dos endocárdios, as imagens foram limiarizadas de forma que os pixels com valores inferiores à 50 foram considerados como valor 0.

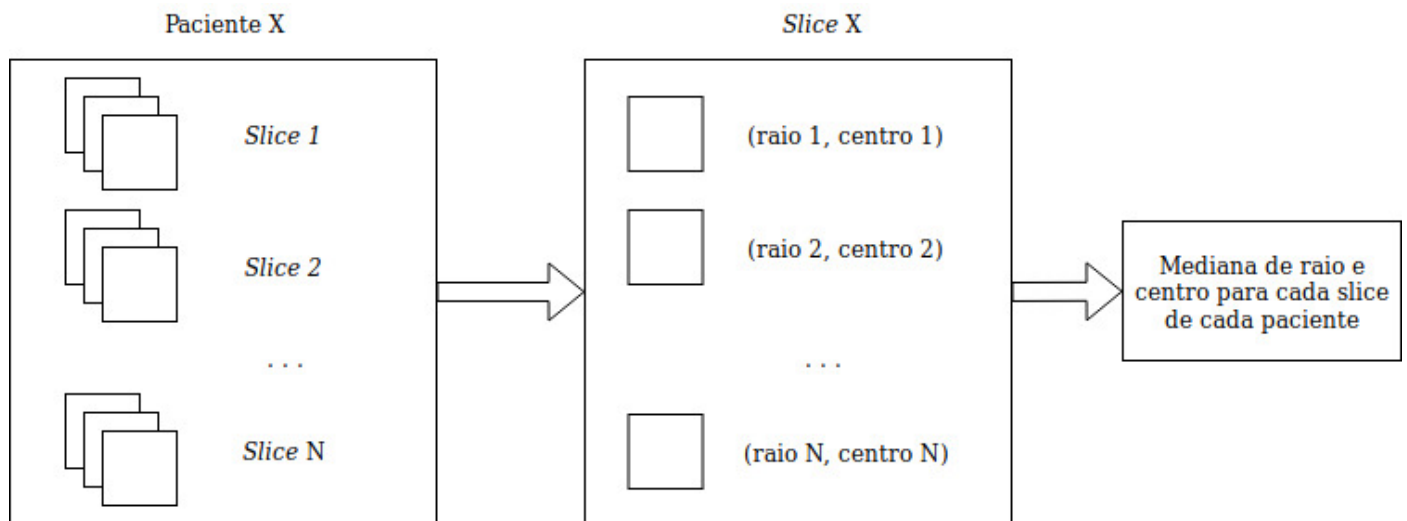


Figura 2: Representação do cálculo dos centros dos endocárdios.

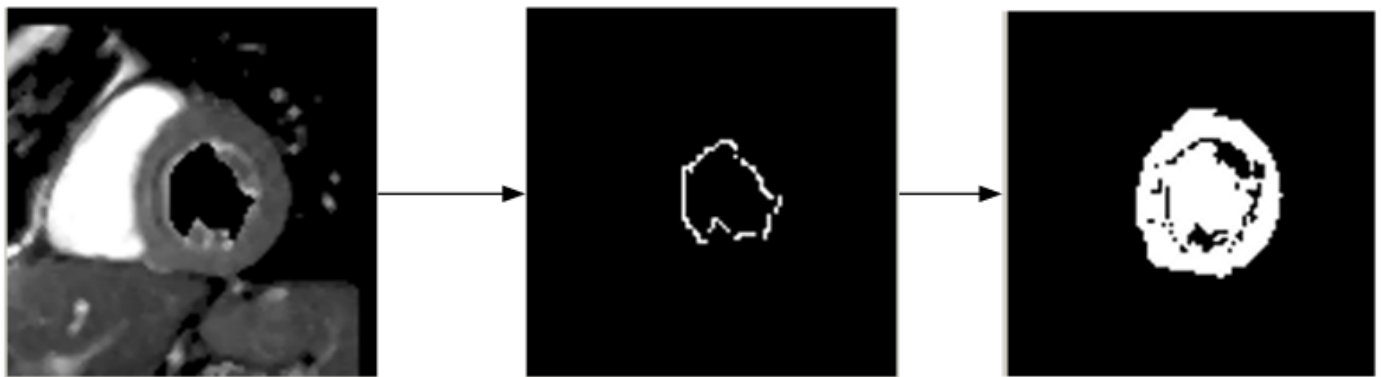


Figura 3: Representação da segmentação do epicárdio de um *slice*. A primeira imagem representa o resultado de um pré-processamento, removendo os pixels relativos ao endocárdio e uma etapa de limiarização.

Após calculado a provável posição do centro do endocárdio de cada *slice*, utilizou-se a técnica *floodfill* considerando como parâmetros:

- Pixel inicial: Provável centro do endocárdio
- *Threshold* inferior: 20
- *Threshold* superior: 29

Os valores de *threshold* se referem à diferença máxima de descida de gradiente e de subida de gradiente, utilizados no *floodfill*. Os valores mencionados foram encontrados após a avaliação das combinações possíveis para cada uma das variáveis em um intervalo [30, 80], de forma que a eficácia da segmentação fosse maximizada.

#### D. Segmentação de epicárdios

Na etapa de segmentação dos epicárdios, foi utilizado o resultado referente às segmentações dos endocárdios. Após uma etapa de limiarização, onde os pixels com valores menores que 30 foram considerados como 0. Também, foi realizada uma operação de subtração de imagens entre a imagem original e

a imagem referente à segmentação do endocárdio. Com isso, houve menos interferência na técnica utilizada para segmentar o epicárdio.

As imagens dos endocárdios segmentados também foram utilizados para calcular o centro de massa referente ao do epicárdio, considerado como o mesmo do endocárdio. Diferente do centro do círculo mencionado na etapa de segmentação do endocárdio, este centro de massa indicaria o centro de um objeto não necessariamente circular, referente ao endocárdio. A partir desse centro, foi definido 360 retas com diferentes angulações, e buscou-se para cada uma delas o ponto mais perto do centro, o que pode ser visualizado na Figura 3. Para cada um desses pontos foi realizada uma segmentação da mesma forma que no endocárdio, porém neste caso a segmentação corresponderia à união das segmentações para cada ponto. Esta metodologia foi adotada devido ao gradiente muito variado em relação às intensidades dos pixels presentes nos epicárdios, o que causaria um grande impacto nos resultados pois as segmentações poderiam acontecer de forma incompleta.

### E. Pós-processamento

Após cada segmentação, foi feita uma limiarização de forma que os pixels com distância maior que 24 ao centro do círculo detectado seriam considerados como valores 0. Isto auxilia na redução do total de falsos positivos pois sabe-se que o objeto a ser segmentado não ocupa o espaço inteiro da imagem. O limiar de distância foi encontrado após uma busca que maximiza as métricas utilizadas como resultados.

### F. Métricas e comparações

Após a segmentação de cada imagem e cada *slice*, houve a comparação com as das segmentações dos especialistas, contabilizando o número de pixels verdadeiros positivos/negativos (TP e TN) e falsos positivos/negativos (FP e FN). Com isso, foi possível calcular a precisão, *recall* e *f1score* médio, o que foi feito da seguinte forma:

$$precisão = \frac{TP}{TP+FP}$$

$$recall = \frac{TP}{TP+FN}$$

$$f1score = 2 * \frac{precisão * recall}{precisão + recall}$$

## III. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Ao se analisar algumas amostras dos resultados, percebeu-se que em algumas imagens o resultado foi próximo ao dos especialistas, e que em alguns casos o resultado era consideravelmente diferente, o que pode ser observado na Tabela I e é ilustrado nas figuras 4 e 5.

Assim como o epicárdio, o endocárdio também possui uma variância considerável no gradiente da intensidade dos pixels. A Figura 3 ilustra um caso onde um certo limiar dentro deste gradiente impediu que a segmentação do endocárdio ocorresse com melhor resultado, reduzindo o *recall* pois os pixels não considerados na segmentação seriam considerados como falsos positivos.

Devido a esse problema, a segmentação dos endocárdios tornou-se instável, o que acarreta no prejuízo da segmentação do epicárdio posteriormente. Portanto, vemos que algumas imagens causaram um impacto considerável no cálculo da média das métricas mencionadas, o que poderia ser evitado em uma etapa de pós-processamento ou sistema rejeição.

Na Tabela I é demonstrado o que foi discutido em relação às figuras 4 e 5, ou seja, a variabilidade da eficiência da solução é consideravelmente alta em relação aos diferentes *slices*, causando assim um desvio padrão relativamente elevado dentre as métricas obtidas. Vemos também que há uma pequena diferença entre as métricas obtidas entre a comparação com os especialistas, o que aconteceu provavelmente devido aos

Tabela I: Médias e desvios padrões das métricas obtidas a partir dos resultados.

	Especialista 1	Especialista 2
<i>f1score</i>	$0.749 \pm 0.175$	$0.748 \pm 0.174$
precisão	$0.808 \pm 0.233$	$0.795 \pm 0.239$
<i>recall</i>	$0.774 \pm 0.205$	$0.788 \pm 0.201$

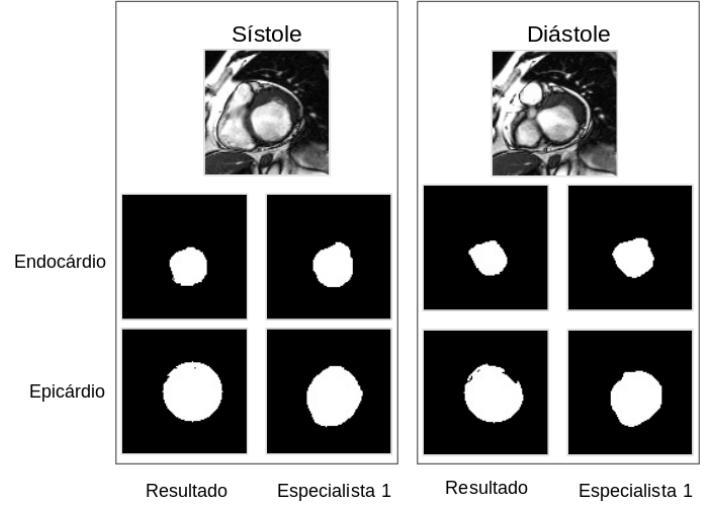


Figura 4: Exemplo de um resultado cujos valores *f1score*, precisão e *recall* são relativamente altos após a segmentação para um *slice*.

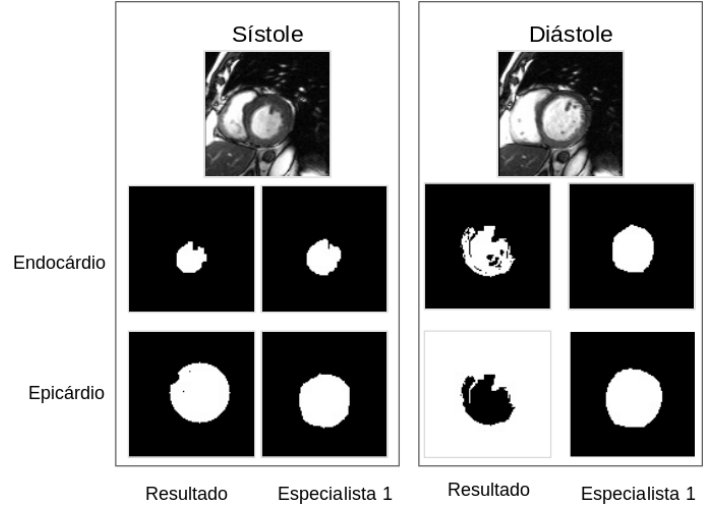


Figura 5: Exemplo de um resultado cujos valores *f1score*, precisão e *recall* são relativamente baixos após a segmentação para um *slice*. O principal erro está na segmentação do endocárdio referente à diástole, que gerou uma coleção de pontos para o *floodfill* utilizado na segmentação do epicárdio.

diferentes critérios que os mesmos adotam para a segmentação manual das imagens.

Vê-se também que a precisão e *recall* são valores que não possuem uma grande diferença entre si, o que causa um aumento considerável do *f1score*.

### A. Trabalhos futuros

Foi discutido as vantagens e desvantagens de se utilizar o *floodfill* como algoritmo de segmentação para este problema. Podemos ver que a detecção do epicárdio é um processo mais complexo comparado ao do endocárdio, principalmente quando seu resultado é dependente de etapas anteriores.

Com isso, pode-se considerar o uso desta técnica com outras abordagens como a de detecção de bordas, de forma que a precisão e *recall* tenham um aumento considerável. A busca de parâmetros também é uma etapa importante, o que pode demonstrar a necessidade do uso de algoritmos de otimização para melhorar os resultados.

Vê-se também que diversos conceitos estatísticos estão relacionados ao problema de segmentação, tornando assim interessante a ideia de utilizar algoritmos de aprendizado de máquina e *deep learning* para resolver o problema ou como uma etapa auxiliar junto à técnica proposta.

#### IV. CONCLUSÃO

A segmentação de endocárdios e epicárdios em imagens médicas é um problema complexo que considera diversas características como variação das aquisições das imagens, números de *slices* e dimensionalidade das imagens. Diversas técnicas de processamento de imagens podem ser exploradas para resolver o problema, de forma individual ou até mesmo em conjunto.

Neste trabalho, concluímos que a abordagem de segmentação por meio do algoritmo *floodfill* apresenta resultados variados em relação aos parâmetros utilizados. Como principal desafio, enquadra-se a busca do(s) ponto(s) semente(s) para se iniciar o algoritmo, que pode utilizar etapas de pré-processamento e pós-processamento das imagens para que o sistema consiga obter melhores resultados, apesar das variações dentre as imagens da base de dados utilizada.

#### REFERÊNCIAS

- [1] Laurent Najman et al. “An open, clinically validated database of 3d+ t cine-MR images of the left ventricle with associated manual and automated segmentations”. Em: *Insight Journal* (2007).