




Universidade de Brasília 50 1962 2012 PGEA
PROFESSORIA DE INSTRUMENTAÇÃO
SISTEMAS ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO

SEGMENTAÇÃO DA PAREDE DA AORTA EM IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE TEMPO REAL


Gustavo M. Q. Mendonça e
João L. A. Carvalho



Universidade de Brasília 50 1962 2012 PGEA
PROFESSORIA DE INSTRUMENTAÇÃO
SISTEMAS ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO

Motivação


- Controle autônomo sobre o sistema cardiovascular:
 - Variabilidade da frequência cardíaca
 - Variabilidade da pressão arterial
 - Variabilidade do retorno venoso
 - Variabilidade do débito sistólico (VDS)
- Não existe padrão ouro para medição da VDS
- RM com contraste de fase de tempo real:
 - Capaz de medir a VDS não invasivamente (Carvalho *et al.*, CBEB 2010)



Universidade de Brasília 50 1962 2012 PGEA
PROFESSORIA DE INSTRUMENTAÇÃO
SISTEMAS ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO

Ressonância magnética de tempo real

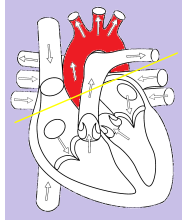
- Vantagem:
 - Alta resolução temporal: 56 ms
- Desvantagens:
 - Baixa resolução espacial: $3 \times 3 \text{ mm}^2$
 - Baixo contraste
 - Consequentemente: difícil segmentação



Universidade de Brasília 50 1962 2012 PGEA
PROFESSORIA DE INSTRUMENTAÇÃO
SISTEMAS ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO

Medindo VDS por RM

- Corte perpendicular à aorta
 - Antes das principais bifurcações
- Contraste de fase
 - Mede a velocidade do sangue que atravessa o corte
- Requer segmentação precisa da seção da aorta





Universidade de Brasília 50 1962 2012 PGEA
PROFESSORIA DE INSTRUMENTAÇÃO
SISTEMAS ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO

RM por contraste de fase: mapas de magnitude e velocidade

- Cada mapa de magnitude está associado a um de velocidade (faixa de velocidade: $\pm 200 \text{ cm/s}$)

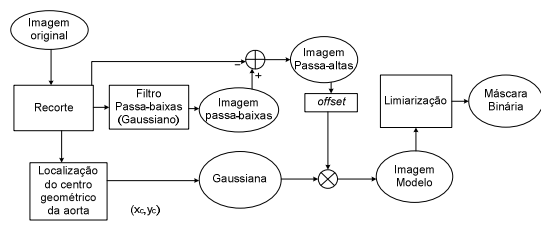


- Segmentação imprecisa
- Não acompanha o movimento/dilatação da aorta
- Objetivo deste trabalho: melhorar segmentação



Universidade de Brasília 50 1962 2012 PGEA
PROFESSORIA DE INSTRUMENTAÇÃO
SISTEMAS ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO

Algoritmo de segmentação proposto



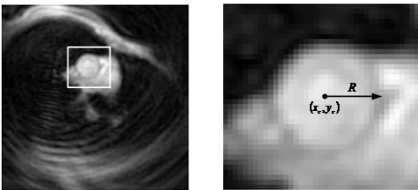
```

graph TD
    A[Imagem original] --> B[Recorte]
    A --> C[Imagem Passa-altas]
    B --> D[Filtro Passa-baixas (Gaussiano)]
    D --> E[Imagem passa-baixas]
    E --> F[Imagem Modelo]
    G[Localização do centro geométrico da aorta (x0, y0)] --> H[Gaussiana]
    H --> F
    C --> I[offset]
    I --> F
    F --> J[Limiarização]
    J --> K[Máscara Binária]
  
```

Universidade de Brasília 50th PGEA

Restrição da área de interesse

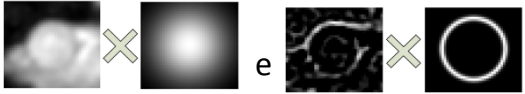
- Região que contenha a aorta durante toda a aquisição
- Facilita a segmentação



Universidade de Brasília 50th PGEA

Localização do centro geométrico da aorta

- Utilização de *templates* (Gaussianas)



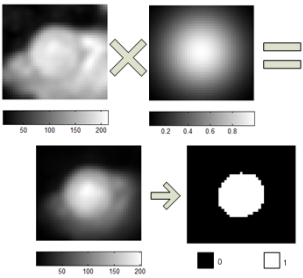
- Localização do ponto de máxima correlação direcionada por cálculo do centro de massa:

$$(x_n, y_n) = \frac{\sum_{i=1}^a \sum_{j=1}^b (i * I[i, j], j * I[i, j])}{\sum_{i=1}^a \sum_{j=1}^b (I[i, j])}$$

Universidade de Brasília 50th PGEA

Localização do centro geométrico: contribuição do corpo da aorta

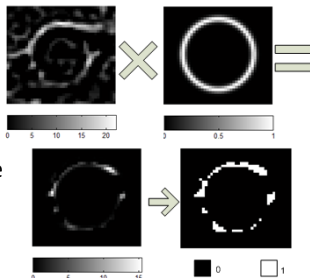
- A imagem passa-baixas (Gaussiano) é multiplicada por seu respectivo *template*
- Imagem resultante é binarizada (limiar = 60% max)



Universidade de Brasília 50th PGEA

Localização do centro geométrico: contribuição da borda da aorta

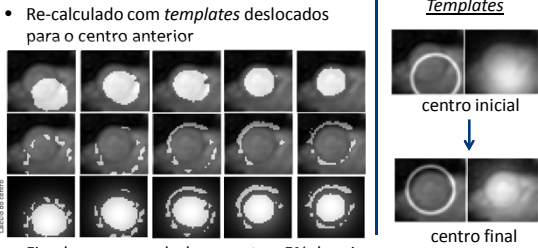
- A imagem passa-altas (LoG) é multiplicada pelo seu respectivo *template*.
- Imagem resultante é binarizada (limiar = 10% max)



Universidade de Brasília 50th PGEA

Localização do centro da aorta: processo iterativo

- Re-calculado com *templates* deslocados para o centro anterior



Templates

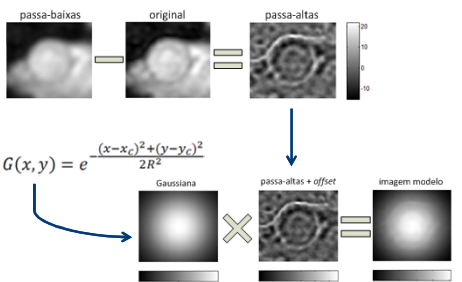
centro inicial

centro final

- Fim do processo: deslocamento ≈ 5% do raio
- Centro final → centro inicial no quadro seguinte

Universidade de Brasília 50th PGEA

Segmentação: cálculo da imagem modelo



passa-baixas original passa-altas

$$G(x, y) = e^{-\frac{(x-x_c)^2 + (y-y_c)^2}{2R^2}}$$

Gaussiana passa-altas + offset imagem modelo

Universidade de Brasília 50th PGEA

Segmentação da imagem modelo: limiarização

- O limiar inicial é calculado a partir do raio R (definido manualmente no início do processo)
- Limiar é ajustado dinamicamente de modo a compensar a dilatação da aorta
- Este ajuste é feito com base no desvio padrão da imagem

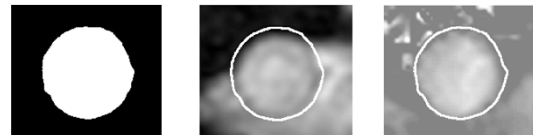




Universidade de Brasília 50th PGEA

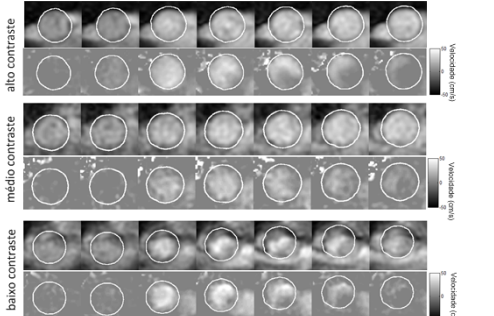
Resultado da segmentação: máscara binária

- Objeto de interesse (área da aorta × velocidade do sangue = fluxo)
- Não necessita representar precisamente a parede da aorta
- Deve isolar o fluxo aórtico dos demais



Universidade de Brasília 50th PGEA

Resultados



Universidade de Brasília 50th PGEA

Resultados: bom contraste

AGif - UNREGISTERED



Universidade de Brasília 50th PGEA

Resultados: médio contraste

AGif - UNREGISTERED

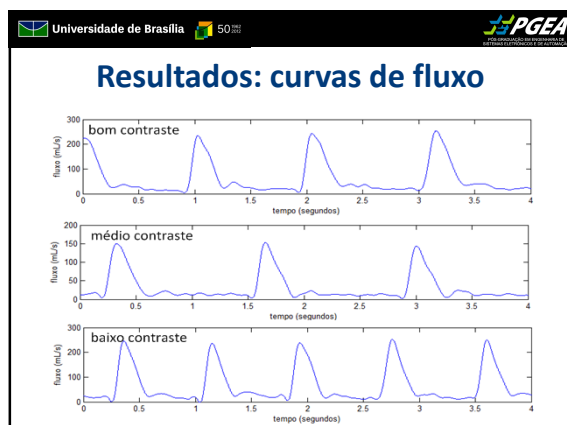


Universidade de Brasília 50th PGEA

Resultados: baixo contraste

AGif - UNREGISTERED



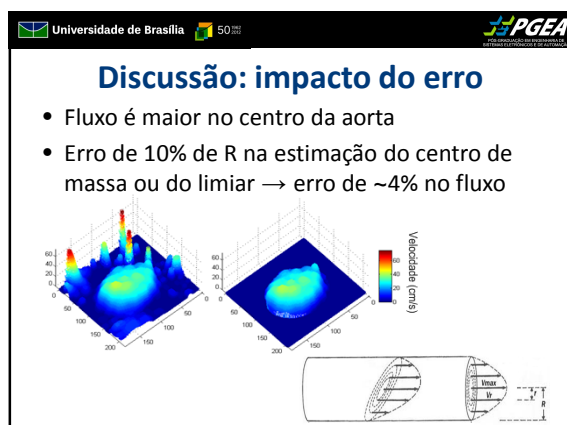


Universidade de Brasília 50th PGEA

Discussão: fontes de erro

- Contraste é determinante para a correta localização do centro geométrico

- Contraste varia durante o batimento



Universidade de Brasília 50th PGEA

Conclusões

- Algoritmo de segmentação proposto mostrou-se preciso e robusto
- Segmentação correta aumenta a precisão do cálculo do débito sistólico por RM

Universidade de Brasília 50th 1962 2012 PGEA

POS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE SISTEMAS ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO

GPSIM
Grupo de Processamento de Sinais e Imagens Médicas

Obrigado!

gmaia.ene@gmail.com
http://pgea.unb.br/~joaoluiz