

## Detecção de Eventos: sinais biológicos

Prof. Sérgio S Furuie



## Plano de aula

- Motivação: projetos
- Metodologias
  - Baseada em derivadas
  - Matched filter
  - Correlação



## Qual a frequência cardíaca? Arritmia?



Como enfrentar o problema?

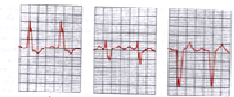
- Detetores de evento: quantificação de área, derivadas, duração, ...
- Em tempo real?
- É arritmia? =>Reconhecimento de padrão



## Batimentos normais?



Arritmias, morfologias das ondas, ...  
 Holter: 24 horas (~ 100.000 batimentos)



Bloqueio do ramo esquerdo



## Sinais biológicos

- ECG, EEG, EMG, ENG, ...
- Sinais sonoros: fonocardiografia, vibrações acústicas, ...
- Pressão sanguínea
- Sinais respiratórios: fluxo,
- Temperatura
- Imagens: raio-X, US, RM, MN,...



## ECG: principais eventos

- P
- QRS
- T

Por quê há potenciais elétricos?

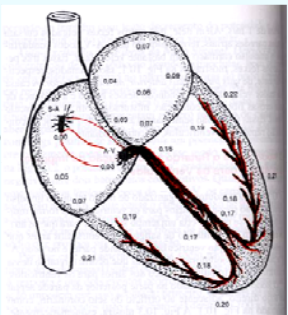
Relação de cada evento com fenômenos elétricos e mecânicos?



PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
Detecção de eventos

## Estímulo

- ▣ **Nodo Sinusal (SA)**
  - limiar a -55 mV
- ▣ **Fibras internodais**
  - vias mais rápidas
- ▣ **Nodo e fibra AV (atraso de ~90ms) => bomba de escorva dos átrios**
- ▣ **Fibras de Purkinje**
  - 1.5 a 4 m/s
  - músculo: 0.3 a 0.5 m/s



**Fig. 16.4** Transmissão do impulso cardíaco pelo coração, momento tempo de atrasamento (em frações de segundo) do impulso em diferentes partes do coração.

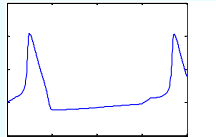
fonte: Guyton, Koogan, 1997

EPUSP PTC/LEB - S.Furule 7

PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
Detecção de eventos

## Nó SA

- Vazamento pelos canais de Na<sup>+</sup>
- Limiar dos canais lentos de Na<sup>+</sup> e Ca<sup>++</sup>

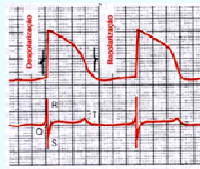


EPUSP PTC/LEB - S.Furule 8

PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
Detecção de eventos

## Despolarização do músculo

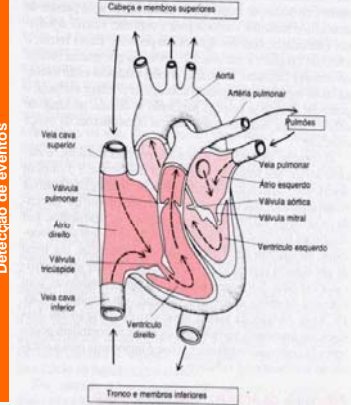
- ▣ **Mecanismo de excitação**
  - estímulo elétrico: junção
  - SA => AV => Purkinje (~4 m/s)
  - potencial atinge o limiar
  - propagação do PA (0.3 a 0.5 m/s)
  - mudança rápida das permeabilidades ao Na<sup>+</sup> e Ca<sup>++</sup>
  - grande influxo de Na<sup>+</sup> por curto período de tempo => +105mV
  - estado contraído por ~300 ms
  - período refratário: ~350 ms p/ Ventr. (~180ms p/ átrio)
  - permeabilidade maior ao K<sup>+</sup>
  - repolarização



fonte: Guyton, Koogan, 1997

EPUSP PTC/LEB - S.Furule 9

PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
Detecção de eventos



**Fig. 9.1** Estrutura do coração e curso do fluxo de sangue pelas câmaras cardíacas.

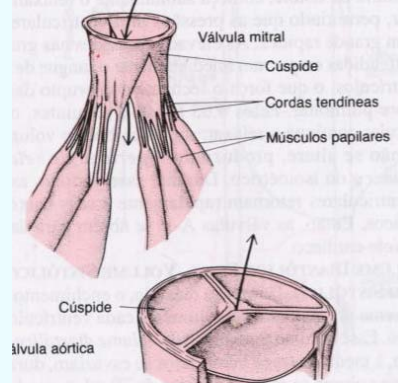
fonte: Guyton, Koogan, 1997

- Músc. Atrial
- Músc. Ventr.
- Fibras excitatórias e de condução

Vol. Diast.=120 ml  
Vol. Sist.=50 ml  
Vol. Ejet=70 ml  
fração ejeção=58%  
4.2 l/min=6048 l/dia

EPUSP PTC/LEB - S.Furule

PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
Detecção de eventos



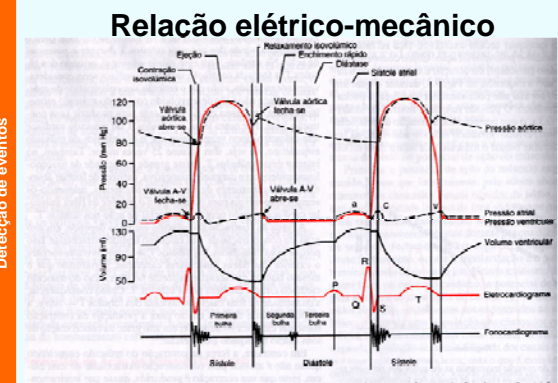
**Fig. 9.6** Válvulas mitral e aórtica.

fonte: Guyton, Koogan, 1997

EPUSP PTC/LEB

PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
Detecção de eventos

## Relação elétrico-mecânico



**Fig. 9.5** Eventos do ciclo cardíaco, para o funcionamento do ventrículo esquerdo, mostrando as variações da pressão arterial e ventricular esquerda, pressão atrial, volume ventricular, eletrocardiograma e fonocardiograma.

fonte: Guyton, Koogan, 1997

EPUSP PTC/LEB - S.Furule 12

PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
 Detecção de eventos

## Processamento

- Detecção em tempo-real?
  - Pouco tempo p/ processamento
  - Não tem informações completas sobre mínimos, máximos, etc
  - Algoritmos mais complexos (adaptativos, ...)
- Online?
  - Tolera delay de acordo com aplicações
  - Possível aprender e usar dados históricos (janela de tempo)
- Off line?
  - Dados completos do início ao fim
  - Pode usar algoritmos mais robustos

EPUSP PTC/LEB - S.Furule 13

PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
 Detecção de eventos

## Pré-processamento

- Filtragem analógica
  - Diminuir ruído e artefatos
  - Diminuir/evitar aliasing na amostragem
- Escolha do ADC (precisão, frequência de amostragem, número de canais, ...)
- Filtragem digital
  - Atenuar ruído, flutuações e artefatos
  - Melhorar relação SNR

EPUSP PTC/LEB - S.Furule 14

PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
 Detecção de eventos

## Método de Balda

- Aplicar o método das 1ª e 2ª derivadas (Balda, pg. 183 do Rangayyan)
- Off-line
- E se on-line com tolerância de 1 s?
- E se em tempo real?

EPUSP PTC/LEB - S.Furule 15

PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
 Detecção de eventos

- 1) filtro passa-baixa (Butterworth, N=8, fa=200, fc=90, notch=60)
- 2) Normalizar
- 3)  $y_0(n)=|x(n)-x(n-2)|$
- 4)  $y_1(n)=|x(n)-2x(n-2)+x(n-4)|$  (2ª. Derivada, deduzir)
- 5)  $y_2(n)=1.3y_0(n)+1.1y_1(n)$

Obs.:

- deslocar fase
- não foi filtrada linha de base
- Como detectar inicio e fim?
- Tempo real? Treinamento adaptativo?

EPUSP PTC/LEB - S.Furule 16

PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
 Detecção de eventos

## Detecção do QRS

$y_1=|1a. difer.1|$   
 $y_2=|smooth y_1|$   
 $y_3=|der. y_2|$   
 $y_4=y_2+y_3$   
 limiar em  $y_4$

EPUSP PTC/LEB - S.Furule 17

PTC 2456 – Proc. Sinais Biomédicos  
 Detecção de eventos

## Método de Murthy

- método de Murthy e Rangaraj (pg. 185 do Rangayyan)
- Off-line
- E se on-line com tolerância de 1 s?
- E se em tempo real?

EPUSP PTC/LEB - S.Furule 18

1. Filtrar e normalizar
2.  $y_1(n)$ =soma ponderada de 1ª derivadas
3.  $G(n)$ = smoothing
4. Busca de inicio e fim

Obs.: - tempo real?



## Pan-Tompkins

- método de Pan-Tompkins (pg.187 do Rangayyan) p/ tempo-real
- E se on-line com tolerância de 1 s?
- E se Off-line?



1. Filtro passa-banda: deduzir a partir do FIR
2. Diferenciador
3. Squaring
4. Integrador
5. Threshold adaptativo



## Matlab: Butterworth

1.  $[N, wn]=\text{buttord}(wp, ws, Rp, Rs)$
2.  $[b, a]=\text{butter}(N, wn)$
3.  $Y=\text{filter}(b, a, x)$

Notação do Matlab

$$Y(z) \cdot \sum_{i=1}^{n_y+1} a_i z^{-(i-1)} = X(z) \sum_{k=1}^{n_b+1} b_k z^{-(k-1)}$$



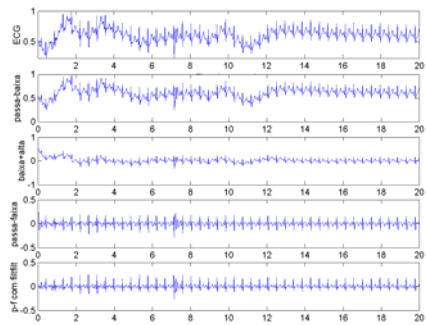
1.  $fN=fs/2$ ; % Normalizar :  $1 \Leftrightarrow fN$
2. % passa-baixa p/ 50 Hz
3.  $Wp=50/fN$ ;
4.  $Ws=90/fN$ ;
5.  $Rp=3$ ; %dB
6.  $Rs=30$ ; % dB de atenuacao
7.  $[N, Wn]=\text{buttord}(Wp, Ws, Rp, Rs)$ ;
8.  $[B, A]=\text{butter}(N, Wn)$ ;
9.  $y=\text{filter}(B, A, necg)$ ;
10.  $\text{subplot}(5, 1, 2)$ ;  $\text{plot}(\text{time}, y)$ ;  $\text{ylabel}(\text{'passa-baixa'})$ ;



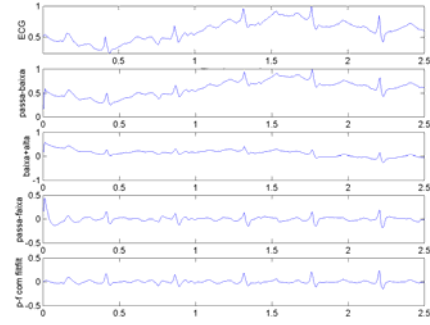
1. % passa-alta p/ 5 Hz
2.  $Wp=5/fN$ ;
3.  $Ws=0.01/fN$ ;
4.  $Rp=3$ ; %dB
5.  $Rs=30$ ; % dB de atenuacao
6.  $[N, Wn]=\text{buttord}(Wp, Ws, Rp, Rs)$ ;
7.  $[B, A]=\text{butter}(N, Wn, \text{'high'})$ ;
8.  $y3=\text{filter}(B, A, y)$ ;
9.  $\text{subplot}(5, 1, 3)$ ;  $\text{plot}(\text{time}, y3)$ ;  $\text{ylabel}(\text{'baixa+alta'})$ ;
10. %
11. % passa-faixa entre 5 e 50 Hz
12.  $Wp=[5, 50]/fN$ ;
13.  $Ws=[0.01, 90]/fN$ ;
14.  $Rp=3$ ; %dB
15.  $Rs=30$ ; % dB de atenuacao
16.  $\text{disp}(\text{'passa-faixa: parametros'})$
17.  $[N, Wn]=\text{buttord}(Wp, Ws, Rp, Rs)$
18.  $[B, A]=\text{butter}(N, Wn)$
19.  $y=\text{filter}(B, A, necg)$ ;
20.  $\text{subplot}(5, 1, 4)$ ;  $\text{plot}(\text{time}, y)$ ;  $\text{ylabel}(\text{'passa-faixa'})$ ;



### Exemplo de uso do Butterworth



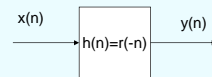
### Exemplo de fase 0: filtfilt



### Matched filter

- método do filtro casado (pg.204 do Rangayyan)
- usar o primeiro QRS como referência
- E se on-line com tolerância de 1 s?

### Detecção: filtro casado



Solução no domínio do tempo:

$$\begin{aligned}
 &x(n), n = 1, N \\
 &r(n), n = 1, M \text{ (referenc. } M < N) \\
 &y(n) = h(n) * x(n) \\
 &\text{onde } h(n) = r(-n) \\
 &\text{ou} \\
 &y = \text{filter}(h,1,x) \\
 &\text{ou} \\
 &y = \text{filtfilt}(h,1,x)
 \end{aligned}$$

Solução no domínio da frequência:

$$\begin{aligned}
 &x(n), n = 1, N \\
 &r(n), n = 1, M \text{ (referenc. } M < N) \\
 &y(n) = h(n) * x(n) \\
 &\text{onde } h(n) = r(-n) \\
 &\text{ou} \\
 &X = \text{FFT}(x) \text{ (x : zero - padded)} \\
 &R = \text{FFT}(r) \text{ (r : zero - padded)} \\
 &Y = H \cdot X = R * X \\
 &y(n) = \text{IFFT}(Y) \\
 &\text{(zero - padded p/ } N1 > M + N)
 \end{aligned}$$

### Filtro casado: causal

1. Obter referência do evento:  $r(n)$   $n=0, R-1$
2.  $h(n)=r(R-n)$
3.  $y(n)$ : resposta ao filtro  $y(n) = \sum_{k=0}^R h(k) \cdot x(n-k)$
4. Aplicar threshold (p. ex. 50% do máximo)
5. Se quiser, corrigir atraso
6. Determinar o início e o fim de cada evento

### Detecção: coef. correlação cruzada

$$\begin{aligned}
 &x(n), n = 0, N - 1 \\
 &r(n), n = 0, M - 1 \text{ (referenc. } M < N) \\
 &\rho_{rx}(k) = \frac{\frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} (r(n) - \mu_r) \cdot (x(n+k) - \mu_x)}{s_r \cdot s_x} \\
 &\mu_r, \mu_x : \text{médias de } r \text{ e de } x(\text{local}) \\
 &s_r, s_x : \text{desvios - padrão de } r \text{ e de } x(\text{local})
 \end{aligned}$$

(Obs.: na estima das variâncias, o denominador depende do número de graus de liberdade: se as médias forem amostrais, então  $(N-1)$ )

### Detecção por coef. correlação

1. Obter referência do evento:  $r(n)$   $n=0, R-1$
2. Obter função coef. de correlação
3. Aplicar threshold (p. ex. 0,50)
4. Se quiser, corrigir atraso
5. Determinar o início e o fim de cada evento

### Função Correlação cruzada no domínio da frequência

1.  $x(n)$ ,  $n=0, N-1$  (zero padding:  $N1 > N+R$ )
2. Obter referência do evento:  $r(n)$   $n=0, R-1$
3. Zero padding em  $r(n)$ ,  $n=0, N1-1$
4.  $R(f) = \text{FFT}(r(n))$
5.  $X(f) = \text{FFT}(x(n))$
6.  $Y(f) = X(f) \cdot R^*(f)$  (p/ realizar correlacao)
7.  $y(n) = \text{FFT}^{-1}(Y)$
8. Aplicar threshold
9. Se quiser, corrigir atraso ou usar  $R \cdot R^*$
10. Determinar o início e o fim de cada evento

### Relação entre corr. e convolução p/ sinais reais causais finitos

$$x * y(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot y(\tau - t) dt \Rightarrow \mathfrak{T}\{x * y\} = X \cdot Y$$

$$\text{corr}_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t) \cdot y(t + \tau) dt$$

$$\text{corr}_{xy}(\tau) = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot v(-\tau - t) dt$$

para  $v(t) = y(-t)$

$$\therefore T \cdot \text{corr}_{xy}(-\tau) = x * v(\tau) \Rightarrow \mathfrak{T}\{T \cdot \text{corr}_{xy}(\tau)\} = X \cdot Y'$$

$$V(f) = \int_{-\infty}^{\infty} v(t) \cdot e^{-j2\pi ft} dt = \int_{-\infty}^{\infty} y(-t) \cdot e^{-j2\pi ft} dt$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} y(t) \cdot e^{j2\pi ft} dt = Y'(f)$$

### Bibliografia

- Biomedical Signal Analysis. R.M. Rangayyan. Wiley Interscience, 2002
- Signals and Systems (2nd Edition) A.V. Oppenheim, A. S. Willsky, S. H. Nawab  
 Hardcover: 957 pages. Publisher: Prentice Hall; 1996. ISBN-10: 0138147574.