

## EFEITO DA FILTRAGEM PASSA ALTAS DE TIPO BUTTERWORTH NO FINAL DA ONDA T DO ELETROCARDIOGRAMA

C. R. Vázquez Seisdedos\* e J. E. Neto\*\*

\*Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba

\*\*Universidade Federal do Amazonas, Manaus, Brasil

e-mail: cvazquez@fie.uo.edu.cu

**Resumo:** A estimação precisa do final de onda T ou ponto Te é crucial para a análise da variabilidade do intervalo QT no eletrocardiograma ambulatorial ou nas provas de esforço, mas pode ser afetada pela filtragem passa-altas (FPA) requerida para eliminar as elevadas flutuações de linha base (FLB) que são típicas nestas provas. Neste trabalho é caracterizado o efeito da FPA de tipo Butterworth na obtenção do final de onda T, estimado mediante um algoritmo baseado em cálculo de áreas de triângulos. A avaliação foi realizada com sinais sintéticos e reais obtidos da base de dados QTDB. Os resultados demonstram que para as frequências de corte superiores a 0,8 Hz, o erro na estimação do ponto Te é inadmissível, razão pela qual não é adequado usar a FPA do tipo linear para reduzir as FLB, senão outro tipo de filtragem que não distorça a onda T.

**Palavras-chave:** ECG, onda T, flutuações de linha base.

**Abstract:** The accurate estimation of T wave end or Te point is crucial for QT interval variability analysis in the ambulatory electrocardiogram or stress tests, but it can be affected by high pass filtering (HPF) requested to eliminate the high baseline drifts (BLD) typical of this type of monitoring. In this work, the effect of Butterworth HPF on the T wave end estimation is characterized using an algorithm based on the calculations of triangle's areas. The evaluation was done using synthetic and real signals obtained from QTDB database. The results shows that for cutoff frequencies higher than 0.5 Hz, the error in the T wave offset estimation is inadmissible so is not convenient to use the linear HPF to reduce BLD, instead of, other type of filtering that doesn't distort to the T wave.

**Keywords:** ECG, T wave, baseline drift.

### Introdução

O estudo da duração, variabilidade e adaptação da repolarização ventricular é de grande interesse para o diagnóstico de cardiopatias, neuropatias e para a predição de morte cardíaca súbita [1]. A monitorização ambulatorial (MA) aumenta a probabilidade de detectar episódios de doenças cardiovasculares, mas enfrenta problemas da influência de diversos elementos espúrios que provocam um mau funcionamento dos algoritmos de análise, em especial as flutuações da linha base (FLB).

Qualquer sistema de análise automatizada do eletrocardiograma (ECG) inclui a filtragem passa-altas (para eliminar as FLB), passa-baixas (para reduzir o ruído e interferências), e supressor de faixa (para eliminar a interferência da rede elétrica) [2].

Dentre os métodos mais usados para minimizar as FLB (alvo deste trabalho) está a filtragem passa-altas (FPA) variando a frequência de corte, em ordem e o tipo de filtro (aproximação). Dentre os filtros mais usados está o filtro de Butterworth pela característica

relativamente plana da banda de passo (mínima distorsão de amplitude) e pela resposta de fase quase linear com a frequência [3].

Existem duas recomendações técnicas para a frequência de corte dos sistemas de análise.

A primeira [4] sugere a frequência de corte inferior (-3 dB) igual a 0,05 Hz. Apesar do valor extremamente baixo para suprimir as FLB, ainda continua sendo uma referência clássica para comparar o desempenho de um filtro digital. A segunda [5] considera que o maior intervalo RR corresponde à menor componente de frequência do ECG e sugere uma frequência de corte inferior a 0,67 Hz, a qual corresponde a uma frequência cardíaca de 40 batimentos por minuto (bpm).

Para conhecer a duração da repolarização ventricular, deve-se estimar o final da onda T ou ponto Te (Figura1).

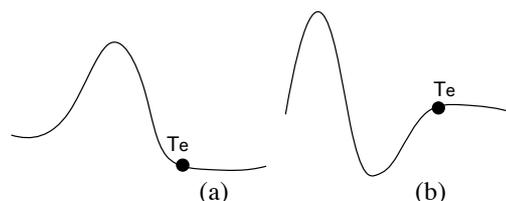


Figura 1: Definição do final da onda T (ponto Te) para as morfologias: (a) monofásica positiva e (b) bifásica positiva-negativa.

### Materiais e métodos

Durante a monitorização ambulatorial e com as provas de esforço, o ritmo respiratório aumenta, provocando a aparição das FLB com frequência superior a 0,5 Hz. Isso exige que a frequência de corte da FPA aumente provocando uma maior distorsão da onda T e consequentemente erros na estimação do intervalo QT. Usualmente o efeito da FPA é direcionado para analisar as mudanças no nível do segmento ST [2] e as alternâncias da onda T [6]. Não foi encontrado nenhum trabalho sobre a influenciada da FPA no ponto Te. O objetivo deste trabalho é pesquisar o efeito da filtragem passa-altas de tipo Butterworth na obtenção do ponto Te.

### Materiais e métodos

Os sinais experimentais (sintéticos e reais) foram selecionados da base de dados QTDB [7], constituída de 105 sinais ambulatoriais (duas derivações) de 15 minutos cada uma anotados por dois especialistas.

**Sinais sintéticos** - Foram gerados 17 sinais sintéticos com diversas morfologias de onda T, a partir de batimentos reais da base de dados QTDB: 5 monofásica positiva (+), 5 monofásica negativa (-), 4 bifásica negativa-positiva (-/+), e 3 bifásica positiva-negativa (+/-). Cumpre-se esclarecer que a QTDB não possui as morfologias de onda T ascendente e

descendente. Para reduzir o ruído no batimento selecionado foi realizada uma filtragem passa-baixas bidirecional de tipo Butterworth: ordem 4, frequência de corte (fc) igual a 30 Hz. Como a variabilidade do intervalo QT é muito pequena (poucos ms), o sinal é reamostrado desde 250 Hz (frequência de amostragem da QTDB) a 1 kHz ( $T = 1$  ms) com o objetivo de obter maior resolução temporal. Logo, o batimento se repete 100 vezes. Para cada batimento são lidas as anotações dos pontos  $T_m$  e  $T_e$ . Todo o processamento foi realizado usando MATLAB 6.5.

Na Figura 2, é mostrado quatro exemplos de batimentos: um para cada morfologia.



(a) (b) (c) (d)

Figura 2: Exemplos de morfologias de onda T escolhidas da QTDB: a) monofásica positiva (+), b) negativa (-), c) bifásica negativa-positiva (-/+), d) bifásica positiva-negativa (+/-).

**Sinais reais** - Foram selecionados 14 segmentos contendo 5 batimentos consecutivos das seguintes morfologias: 5 (+), 5 (-) e 4 (-/+), segundo ilustra a Tabela 1. Para o morfologia (+/-) não existem 5 batimentos consecutivos na QTDB, razão pela qual não foi considerada. Os sinais resultantes foram filtrados e reamostrados a 1 kHz como foi explicado nos sinais sintéticos.

**Deteção do final da onda T** - Foi usado o método de triangulação de áreas [1] baseado no cálculo de áreas sucessivas dos triângulos formados por dois vértices fixos e um móvel (que se desloca entre os fixos). O final da onda T é dado pelo ponto  $X_i$  cuja área  $A$  é máxima (Figura 3). O método pressupõe que não existe flutuação da linha base, que a morfologia da onda T e seus máximos ou mínimos foram determinados previamente [1].

Tabela 1: Sinais da QTDB e morfologias de onda T associadas. Cada sinal tem cinco batimentos consecutivos.

Sinal	Morfologia	Reg./Canal
1	Mon (+)	Sel-16795/1
2	Mon (+)	Sel-811/1
3	Mon (+)	Sel-16786/1
4	Mon (+)	Sel-17453/1
5	Mon (+)	Sel-17453/2
6	Mon (-)	Sel-231/1
7	Mon (-)	Sel-306/1
8	Mon (-)	Sel-808/1
9	Mon (-)	Sel-32/1
10	Mon (-)	Sel-16265/1
11	Bif (-/+)	Sel-49/1
12	Bif (-/+)	Sel-50/1
13	Bif (-/+)	Sel-50/2

14 Bif (-/+) Sel-52/1

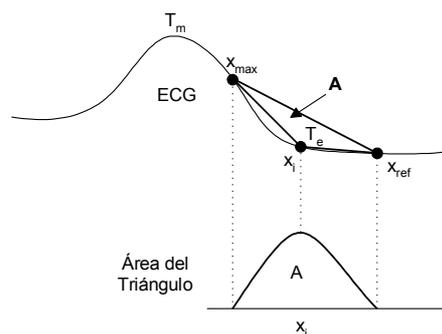


Figura 3: Método de triangulação de áreas para a detecção do final da onda T (ponto  $T_e$ ).  $T_m$  é o máximo da onda T,  $x_{max}$  e  $x_{ref}$  são os vértices fixos e  $x_i$  é o vértice móvel.

**Metodologia de avaliação** - O procedimento realizado para caracterizar o efeito da filtragem passa-altas no final da onda T para os sinais previamente explicados foi o seguinte:

- Ler o sinal e as anotações dos especialistas  $T_{exi}$  para cada batimento ( $i$ ) do sinal.

- Filtragem passa-altas (Butterworth, fase zero, quarta ordem) as frequências de corte de: (a) 0,05 Hz, (b) 0,1 Hz, (c) 0,25 Hz, (d) 0,5 Hz, (e) 0,8 Hz, (f) 1 Hz, (g) 1,5 Hz.

- Para cada frequência de corte do filtro e cada batimento ( $i$ ) são estimados os pontos  $T_{ei}$  (mediante triangulação de áreas) e é calculado o erro absoluto modular:  $E_{ABS_i} = |T_{ei} - T_{exi}|$ .

- Para cada sinal, é calculada a média  $\bar{E}_{ABS}$  dos erros absolutos modulares ( $E_{ABS_i}$ ) em  $N$  batimentos:

- Para o conjunto de  $M$  sinais com igual morfologia de onda T, é calculado o erro médio modular global ( $\mu$ ) com a média de seus correspondentes erros  $\bar{E}_{ABS}$ .

## Resultados

A Figura 4 mostra o erro médio modular global dos sinais sintéticos em função da frequência de corte do filtro passa-altas, para cada tipo de morfologia da onda T, de 0,05 Hz até 1 Hz.

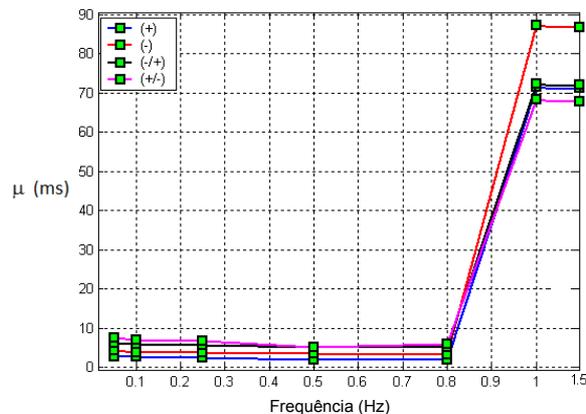


Figura 4: Erro medio modular global ( $\mu$ ) vs frequência de corte da FPA para 4 morfologias de onda T (sinais sintéticos): (+), (-), (-/+) e (+/-).

Para todas as morfologias, o erro medio é quase constante e relativamente pequeno (1 a 6 ms) para  $f_c \leq 0,8$  Hz. Logo, começa a aumentar de forma brusca até 1 Hz aproximadamente, onde o erro foi mais acentuado para a morfologia negativa (87 ms aprox). Para  $f_c \geq 1$  Hz, os erros diminuem de forma inexpressiva para todas as morfologias.

A Figura 5 mostra um comportamento similar para os sinais reais para as morfologias de onda T. A partir de 0,8 Hz o erro  $\mu$  na estimação do ponto Te se torna inadmissível para a variabilidade do intervalo QT. A figura 6 apresenta o erro de tempo introduzido pela FPA de tipo Butterworth para as frequências de corte de 0,25 Hz a 1 Hz, em uma onda T real.

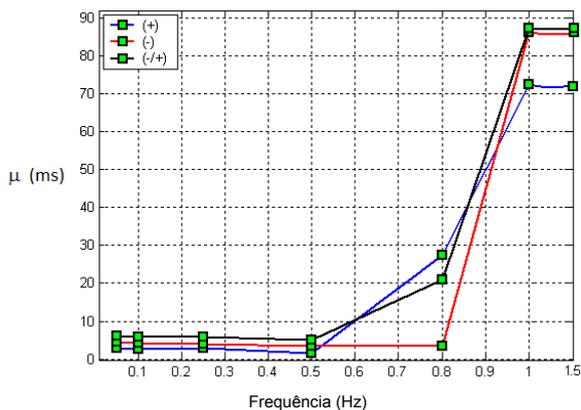


Figura 5: Erro  $\mu$  para sinais reais

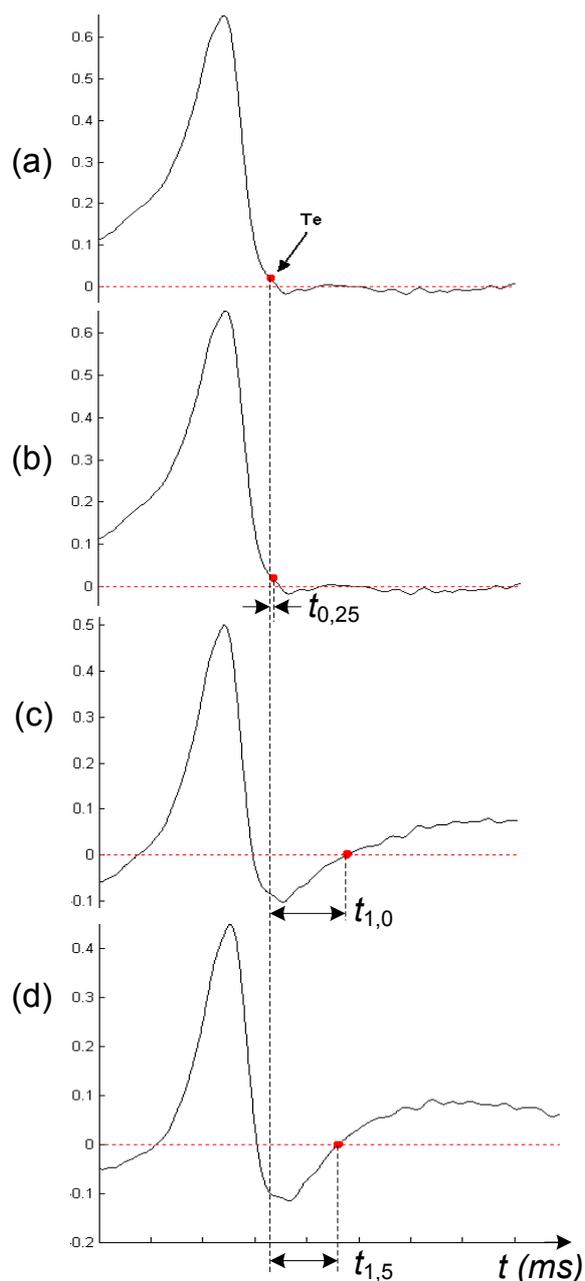


Figura 6: Exemplo do erro de tempo introduzido pela filtragem passa-altas (Butterworth) na estimação do ponto Te em uma onda T para diferentes frequências de corte ( $f_c$ ): (a) original, (b)  $f_c = 0,25$  Hz,  $t_{0,25} = 1$  ms (c)  $f_c = 1$  Hz,  $t_{1,0} = 73$  ms (d)  $f_c = 1,5$  Hz,  $t_{1,5} = 66$  ms ( $t$ : tempo).

## Discussão

O aumento dos erros na estimação do ponto Te na medida que aumenta a frequência de corte da filtragem passa-altas é devido à distorção morfológica da onda T como observado na Figura 6. As ondas T monofásica positiva (negativa) convertem-se em bifásica positiva-negativa (negativa-positiva) e nas ondas bifásicas acontece um efeito similar na segunda onda, o qual provoca erros nos algoritmos de reconhecimento morfológico da onda T e no ponto Te. Neste trabalho se realizou uma avaliação preliminar com um filtro de Butterworth de ordem 4, sendo evidente a distorção

morfológica. É de esperar que o uso de filtros de maior ordem, deve enfatizar ainda mais esta distorção. Não obstante, esta hipótese deve ser avaliada em próximos trabalhos, nos quais deve ser aumentado o número de casos.

### **Conclusão**

As frequências de corte da filtragem passa-altas do tipo Butterworth acima de 0,8 Hz influi consideravelmente na detecção do final da onda T. Isso sugere o uso de métodos de estimação das FLB que não afetem a morfologia da onda T, como por exemplo, os baseados em interpolação do segmento isoeletrico [3].

### **Agradecimentos**

Agradecemos a FAPEAM - Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado do Amazonas, pelo apoio financeiro.

### **Referências**

- [1] Vázquez Seisdedos CR. Análisis del ECG en monitorización ambulatoria para el diagnóstico cardíaco y la predicción de muerte cardíaca súbita, 1-327, DL: B.6332-2009, ISBN978-84-691-8826-2, 2001.  
<http://www.tdx.cat/handle/10803/6320;jsessionid=795B07AD194F108875E33B965E26F304.tdx2>
- [2] Luo S, Johnston P. A review of electrocardiogram filtering. *Journal of Electrocardiology*. 2010; 43: 486-496.
- [3] Censi F., Calcagnini G, Triventi M, et al. Effect of high-pass filtering on ECG signal on the analysis of patients prone to atrial fibrillation, *Ann I st super SANità*. 2009, 45 (4): 427-431.
- [4] Pipberger HV, Arzbaeher RC, Berson AS, et al. Recommendations for standardization of leads and of specifications for instruments in electrocardiography and vectorcardiography. Report of the Committee on Electrocardiography, American Heart Association. *Circulation*. 1975; 52:11.
- [5] Bailey JJ, Berson AS, Garson A, et al. Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing. A report for health professionals by an ad hoc writing group of the Committee on Electrocardiography and Cardiac Electrophysiology of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association. *Circulation* 1990; 81:730.
- [6] Martínez, JP, Olmos S. Methodological Principles of T Wave Alternans Analysis: A Unified Framework. *IEEE Trans. Biom. Eng.* 2005, 52: 4: 599-613.
- [7] Laguna P, Mark R, Golberger A, Moody GB: A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG. *Computers in Cardiology* 1997, 24: 673-676.