

Eletrocardiograma de Alta Resolução: fundamentos e metodologia

*Eduardo Corrêa Barbosa, Paulo Roberto Benchimol Barbosa, Alfredo de Souza Bomfim,
Silvia Helena Cardoso Boghossian, Ricardo L. Ribeiro, Henrique H Veloso e Paulo Ginefra*

Universidade do Estado do Rio de Janeiro

é eduardo corrêa ou correa????

Palavras-chave: Eletrocardiograma, Eletrocardiograma de alta resolução, Potenciais tardios ventriculares

Resumo

Potenciais ventriculares tardios são sinais de baixa amplitude e alta frequência que emergem de regiões lesadas do miocárdio ventricular. Esses potenciais podem usualmente ser detectados pelo eletrocardiograma de superfície de alta resolução usando técnicas de amplificação e promediação por média de sinais. Os potenciais são geralmente observados no fim da ativação ventricular e freqüentemente avançam para o segmento ST, apresentando uma relação temporal precisa com sinais fragmentados registrados diretamente do endocárdio, sendo considerados substratos para arritmias ventriculares de natureza reentrante. Este artigo tem como objetivo rever os fundamentos e metodologia do eletrocardiograma de alta resolução.

Introdução

Potenciais tardios ventriculares são sinais de baixa amplitude e alta frequência originados em regiões lesadas do miocárdio ventricular, onde a condução dos estímulos elétricos se processa de forma lenta e fragmentada. Devido à baixa velocidade de condução, esses potenciais ultrapassam a duração da ativação ventricular e são detectados no segmento ST.

O eletrocardiograma de alta resolução é definido como o método digital de análise de sinais

eletrocardiográficos, baseado na média coerente e amplificação, com o objetivo de identificar sinais de muito baixa amplitude, encobertos por ruído aditivo. Os sinais eletrocardiográficos são adquiridos utilizando amplificadores de três canais diferenciais e filtros passa-alta em 0,5Hz ou 1Hz e passa-baixa em 300Hz (filtro Butterworth 2 ou 3 pólos). O amplificador utilizado em ECGAR não pode conter o filtro *notch* na frequência da rede (50Hz ou 60Hz) devido aos artefatos gerados (efeito Gibbs) sobre os PTAV, e é conectado a uma placa conversora A/D de 12bits a 16bits, com frequência de amostragem típica de 1000Hz a 2000Hz, sendo armazenado em um microcomputador.

Golden et al.¹ demonstraram que sinais de ECG são compostos por componentes de frequências significativas até 500Hz, o que implica na necessidade de se mostrar os sinais de ECG a, no mínimo, 1000Hz. Os sinais são captados na superfície do tórax, onde os três pares de eletrodos formam coordenadas ortogonais, classicamente conhecidas como derivações XYZ de Frank modificadas. As derivações são posicionadas de acordo com o seguinte padrão:

Derivação X – 4º espaço intercostal e linhas axilares médias direita e esquerda, sendo positivo à esquerda;

Derivação Y – Linha médio-clavicular esquerda e segundo espaço intercostal e rebordo costal esquerdo, sendo positivo o inferior;

Derivação Z – 4º espaço intercostal e regiões parasternal e para-vertebral esquerdas, sendo positivo o anterior.

ECGAR: análise no domínio do tempo

Sinais e ruídos que apresentam distribuição de energia espectral significativamente distinta podem ser separados sem alteração de suas propriedades temporais. É importante o conhecimento, a priori, da distribuição espectral de energia do sinal e do ruído para que se possa empregar este tipo de separação. Ruídos de origem muscular ou sinais de 60Hz da rede correspondem à faixa de frequência destas interferências. Um filtro passa-baixa de 40Hz, por exemplo, atenua todo o sinal acima desta frequência, reduzindo o ruído presente nesta região.

A filtragem causada pela promediação representa uma forma de processamento que permite separar sinais ECG de ruídos, os quais apresentam a mesma concentração espectral de energia, mas propriedades estatísticas distintas. Assim, os batimentos normais de cada derivação são alinhados, promediados e o sinal médio final de cada derivação é processado com o objetivo de ressaltar os componentes de alta frequência e eliminar os componentes de baixa frequência e amplitude mais alta. Emprega-se, para este fim, a filtragem linear.

Os filtros utilizados em ECGAR podem ser classificados em dois tipos: Espectrais e Auto-regressivos. Filtros espectrais são funções de interferência aplicadas ao sinal no domínio da frequência e o resultado é avaliado no domínio do tempo após a transformada inversa. Estes filtros foram implementados em ECGAR por outros autores como Christenson² e Mehta³. Dentre os filtros freqüentemente empregados na análise do ECGAR, estão os da classe de Butterworth (BW). Os filtros BW introduzem uma distorção de fase nos componentes de frequência do sinal, próximo aos valores de corte. Esta distorção de fase provocada pelo filtro BW causa erros significativos na medida dos PTAVs. Quando aplicado ao ECG, o filtro provoca desvio de componentes de frequência do interior do QRS próximos à frequência de corte para dentro do segmento ST, simulando PTAVs. Com a finalidade de permitir uma avaliação adequada dos PTAVs e superar os problemas causados pela distorção, Simson et al.⁴ desenvolveram o filtro denominado de Bidirecional BW, que se tornou padrão para análise dos PTAVs.

Após a média coerente dos sinais de ECG em cada derivação empregada, o filtro é aplicado desde o ponto zero até o ponto correspondente à metade do complexo QRS e, retroativamente, parte do último ponto correspondente à derivação analisada e retorna até o mesmo ponto central do Complexo QRS. Este procedimento faz com que os sinais

destorcidos pelo filtro sejam deslocados para o interior do complexo QRS e os sinais acima da frequência de corte permaneçam temporalmente preservados, permitindo a análise adequada dos PTAVs.

De uma maneira geral, em ECGAR, utiliza-se o filtro Butterworth de 4 pólos passa-faixas, com frequências de corte passa-alta em valores que variam de 25Hz a 80Hz e passa-baixa em 250Hz. Os sinais filtrados de cada derivação XYZ são reunidos em uma grandeza denominada vetor magnitude (V_m), definida como a raiz quadrada da soma dos quadrados de cada derivação. Sobre o V_m são feitas medidas para a identificação da atividade arritmogênica ou PTAV, no domínio do tempo. As variáveis extraídas do V_m são a duração do QRS filtrado (QRSf[ms]), a duração dos potenciais na região terminal da ativação ventricular abaixo de 40mV (LAS40[ms]) e o valor da raiz-média-quadrática dos potenciais nos 40ms terminais da ativação ventricular (RMS40[mV]). Os valores de anormalidade das variáveis analisadas QRSf, LAS40 e RMS40 são avaliados de acordo com frequência de corte do filtro passa-alta sendo, respectivamente, a 25Hz, >114ms, >32ms e <25mV, a 40Hz, >114ms, >38ms e <20mV e a 80Hz, >107ms, >42ms e <17mV, conforme Gomes et al. (Breithardt et al.⁵ 1991; Borbola e Denes⁶ 1992; Barbosa et al.⁷ 2002).

Como se pode observar, os valores de normalidade dependem da frequência de corte passa-alta empregada. Estes valores poderão depender também do tipo de filtro e do número de pólos empregados. A identificação de pelo menos duas variáveis anormais no V_m define a presença de PTAV, em cada banda de frequência passa-alta. O fluxograma de eventos para a aquisição e o processamento de sinais no domínio do tempo é apresentado na Figura 1.

ECGAR: análise no domínio tempo-freqüência

No domínio da frequência, a análise do conteúdo de energia e a sua variação ao longo da ativação ventricular são realizadas utilizando o mapeamento tempo-freqüência dos sinais médios de cada derivação. O mapeamento permite quantificar não somente o conteúdo de frequência, mas identificar modificações deste conteúdo durante a ativação ventricular.

Várias técnicas de mapeamento tempo-freqüência dos sinais de ECGAR têm sido empregadas na literatura⁸⁻¹⁰. Uma das técnicas de mapeamento tempo-freqüência mais estudadas clinicamente para

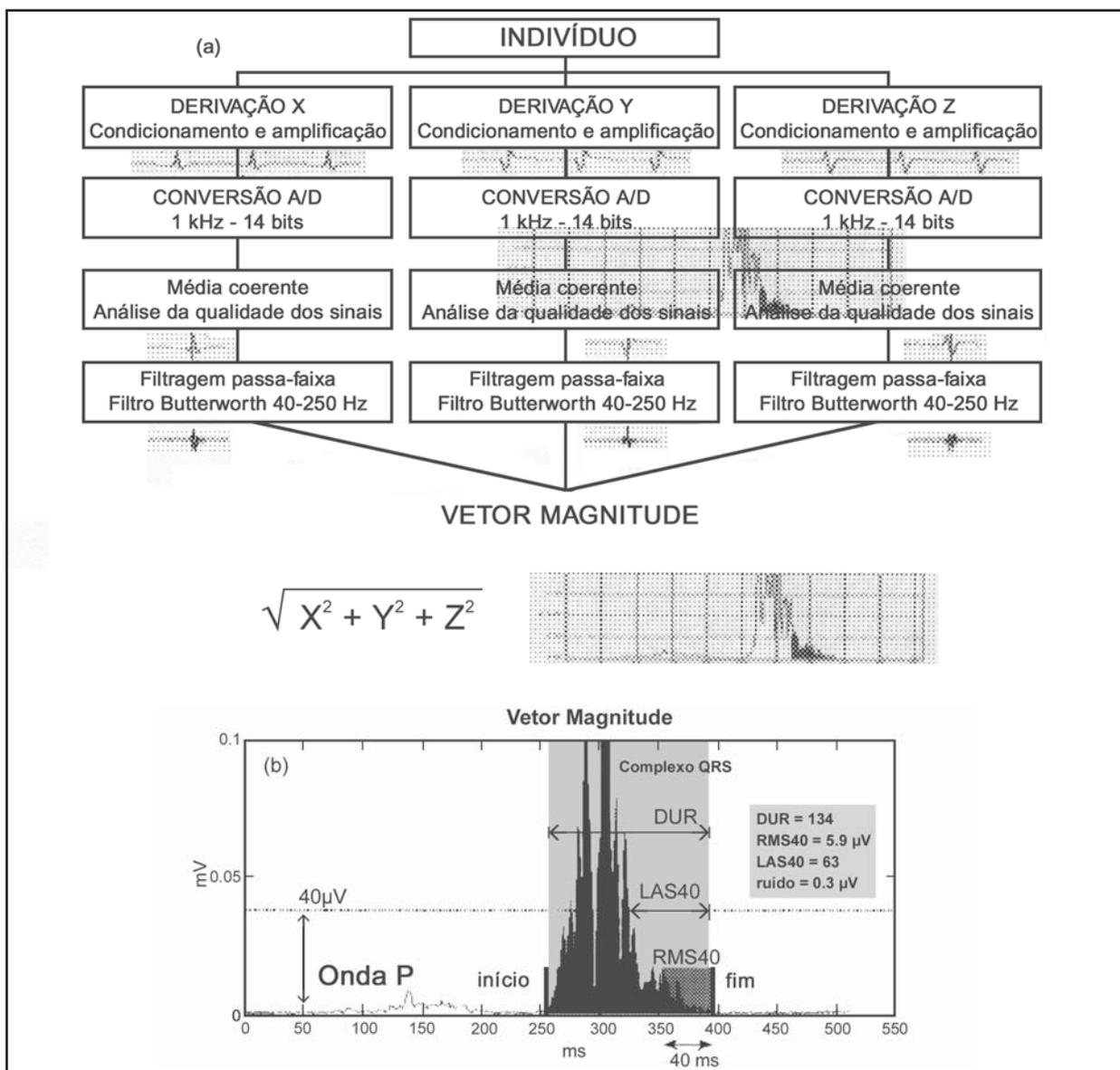


Figura 1

Fluxograma de aquisição e processamento no Domínio do Tempo e apresentação das variáveis do Vetor Magnitude e de suas representações em relação ao período da ativação ventricular (Figura 1b). As definições dos símbolos são apresentadas no texto. Os valores das variáveis e do ruído residual de promediação são apresentados na caixa destacada da figura.

análise de PTAV no domínio da frequência é a denominada Transformada de Fourier de Curta Duração¹¹⁻¹⁵.

Para a construção do mapa tempo-frequência, realiza-se a segmentação dos sinais em trechos de duração fixa. Cada trecho representa a região no domínio do tempo que será analisada em seus componentes espectrais. Sua duração determinará a resolução no domínio da frequência (distância entre harmônicos do espectro). Existe uma solução de compromisso no momento de escolher a duração da janela de análise: enquanto segmentos curtos permitem identificar o conteúdo em frequência de instantes bem definidos do sinal, mas têm resolução

inferior no domínio da frequência, segmentos de longa duração têm resolução mais elevada no domínio da frequência, mas não permitem caracterizar com precisão o instante de ocorrência no domínio do tempo¹⁶. Escolhida a duração, o início de cada segmento de análise é separado do segmento seguinte a passos fixos, de maneira a compor um conjunto contínuo de segmentos. Cada trecho de sinal é pré-processado, com o objetivo de ressaltar os componentes de alta frequência do sinal e evitar a geração de artefatos inerentes à decomposição espectral. Para tanto, se realiza a derivação numérica que atenua os componentes de baixa frequência do sinal analisado. A seguir, subtrai-se a média de cada trecho, corrigindo

pequenas oscilações de baixa frequência, e multiplica-se o resultado por uma “janela”, que reduz a amplitude dos extremos do segmento do sinal com o objetivo de evitar a geração de artefatos de alta frequência¹¹. O sinal assim processado é submetido à decomposição espectral via FFT, sendo o valor absoluto do espectro elevado ao quadrado. A seqüência de espectros calculados produz um mapa tridimensional, no qual as abscissas apresentam, respectivamente, os instantes de tempo e a frequência dos componentes do segmento analisado; a ordenada, a amplitude de energia correspondente. Na prática, são empregados segmentos de 25ms de duração, na qual a resolução espectral privilegia a análise do conteúdo de energia dos sinais acima de 40Hz, correspondentes à filtragem passa-alta empregada no domínio do tempo, passos de 2ms e janela Hanning ou Blackmann-Harris para o grampeamento dos segmentos. Identificados o início e o final da ativação ventricular, os conteúdos de frequência de cada segmento adjacente são comparados dois a dois, empregando a correlação linear de Pearson. Postula-se que a condução elétrica normal produz variações pouco significativas do conteúdo de frequência ao longo do tempo, determinando valores elevados de correlação entre os segmentos adjacentes. Da mesma forma, variações abruptas da frente de onda de ativação produzem variações significativas do conteúdo de energia, determinando redução da correlação entre segmentos sucessivos. Define-se, assim, a variável correlação espectral intersegmentar.

Por serem os PTAV sinais de alta frequência, é importante definir uma medida que identifique a frequência mais alta do conteúdo de energia do espectro do respectivo segmento. Calcula-se a área entre a frequência zero e a de *Nyquist* (áreas total) e identificam-se as frequências que correspondam a valores percentuais da área total. Valores de frequência mais elevados são esperados onde existam modificações abruptas da orientação da frente de onda, fazendo com que o conteúdo de energia se eleve nas frequências mais altas. Define-se banda delimitadora do espectro de energia de cada segmento como a frequência correspondente a 80% ou 90% da área total do respectivo espectro. O fluxograma de eventos para a aquisição e o processamento de sinais no domínio tempo-frequência é apresentado na Figura 2.

A Figura 3 mostra exemplos de ECGAR no domínio da frequência, em paciente com taquicardia ventricular sustentada e em indivíduo sem cardiopatia aparente. O programa utilizado (Predictor II da Art-Corazonix emprega para análise espectral os seguintes índices: 1) a média (CEM) e o

desvio-padrão (CEDP) da correlação espectral intersegmentar e 2) a média (BDM) e o desvio-padrão (BDDP) da banda de frequência delimitadora da concentração da energia do sinal. O programa assume a premissa de que quanto mais graves os distúrbios de condução intramural ventricular, maiores serão os valores de CEDP, BDM e BDDP e menor o de CEM. Valores de anormalidade foram definidos em estudo prévio¹³ e consistem em (valores anormais): CEM<0,95; CEDP>0,06; BDM>78 e BDDP>31. O encontro de duas variáveis anormais torna o exame positivo para potenciais ventriculares fragmentados.

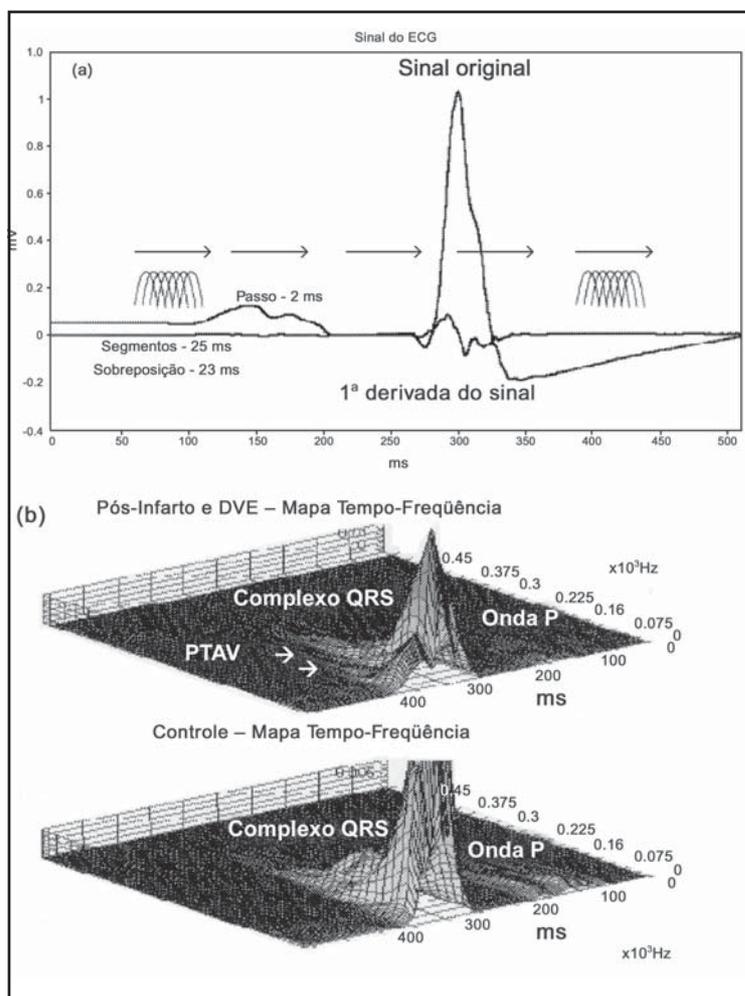


Figura 2

Processo de construção de mapas tempo-frequência. Os mapas foram construídos utilizando a segmentação de cada derivação em trechos de 25ms de duração, pré-processadas, com derivação numérica e subtração da média, e aplicado uma janela Hanning. O passo empregado foi de 2ms e a FFT foi calculada em 64 pontos (*zero padding* de 39 pontos). Os mapas das derivações XYZ foram somados numericamente para calcular a grandeza vetorial apresentada. Notar a presença de energias em alta frequência (PTAV, setas) na região terminal do complexo QRS no mapa acima.

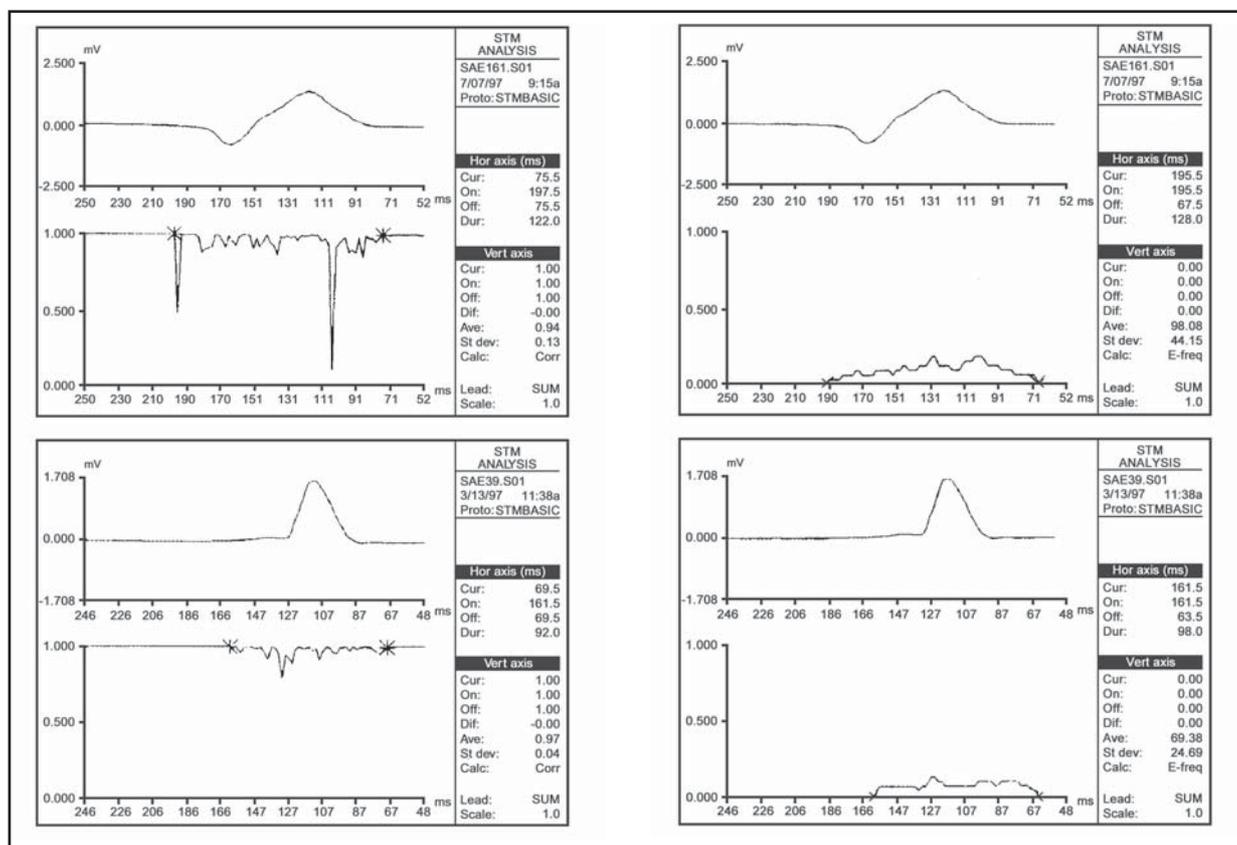


Figura 3

ECGAR no domínio da frequência. Acima correlação espectral (direita) e banda delimitadora (esquerda) de paciente com taquicardia ventricular. Os quatro parâmetros estão anormais sendo a média (Ave) e o desvio-padrão (St dev) da correlação espectral e da banda delimitadora respectivamente 0,94; 0,13; 98,08 e 44,15 (marcas escuras). Embaixo ECGAR de indivíduo normal. Os quatro parâmetros estão na faixa de normalidade: correlação espectral média (Ave) de 0,97 e desvio-padrão (St dev) de 0,04 e banda delimitadora média 69,38 e desvio-padrão de 24,69.

Referências bibliográficas

- Golden-Jr DP, Wolthuis RA, Hoffler GW. Spectral analysis of the normal resting electrocardiogram. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1973;20(5):366-72.
- Christenson DW, Shankara Reddy BR, Rowlandson GI. Evaluation of Fourier transform filter for high-resolution ECG. *J Electrocardiol* 1989;22 (suppl).
- Mehta N, Albert DE, Lander P, Berbari EJ. Assessment & validation of a spectral filtering technique for the accurate detection of cardiac late potentials. [Abstract]. *Proceedings of the Conference of North American Society of Pacing and Electrophysiology* 1990:184.
- Simson MB, Euler D, Michelson EL, et al. Detection of delayed ventricular activation on the body surface in dogs. *Am J Physiol* 1981;241(3 suppl H):363-69.
- Breithardt G, Cain ME, El-Sherif N, Flowers NC, Hombach V, Janse M, et al. Standards for analysis of late potentials using high-resolution or signal-averaged electrocardiography: A Statement by a Task Force Committee of the European Society of Cardiology, the American Heart Association, and the American College of Cardiology. *J Am Coll Cardiol* 1991;17(5):999-1006.
- Borbola J, Denes P. Late potentials in patients with sustained ventricular tachycardia/ventricular fibrillation. In: El-Sherif N, Turitto G (eds). *High Resolution Electrocardiography*. Mount Kisco: Futura 1992:495-520.
- Barbosa PRB, Souza M, Barbosa EC, Bomfim AS, Ginefra P, Nadal J. Analysis of the prevalence of ventricular late potentials in the late phase of myocardial infarction based on the site of infarction. *Arq Bras Cardiol* 2002;78(4):358-63.
- Huallpa BN. Obtenção e Processamento de Sinais de Eletrocardiografia de Alta Resolução. [Dissertação de Mestrado]. Departamento de Engenharia Biomédica. Campinas: UNICAMP; 1992.
- Rubel P, Couderc JPH, Morlet D, Fayn J, Peyrin FF, Touboul P. Spectral analysis of high resolution ECGs. In: Moss AJ, Stern S. (eds). *Noninvasive Electrocardiology: Clinical Aspects of Holter Monitoring*. London: W.B. Saunders; 1996:291-314.
- Dickhaus H, Heinrich H. Analysis of ECG late potentials using time-frequency methods. In: Akay M. (ed). *Time Frequency and Wavelet in Biomedical Signal Processing*. Piscataway: IEEE Press; 1998:101-15.

11. Kellen GJ, Henkin R, Starr A, Caref EB, Bloomfield D, El-Sherif N. Spectral turbulence analysis of the signal-averaged electrocardiogram and its predictive accuracy for inducible sustained monomorphic ventricular tachycardia. *Am J Cardiol* 1991;67:965-75.
12. Malik M, Kulakowski P, Hnatkova K, Staunton A, Camm AJ. Spectral turbulence analysis versus time-domain analysis of the signal-averaged ECG in survivors of acute myocardial infarction. *J Electrocardiol* 1994;27(suppl):227-32.
13. Barbosa EC, Barbosa PRB, Ginefra P, Albanesi Filho FM. O eletrocardiograma de alta resolução no domínio da frequência. Utilização de técnicas estatísticas de correlação espectral para identificação de pacientes com taquicardia ventricular monomórfica sustentada. *Arq Bras Cardiol* 1998;71(4):595-99.
14. Ginefra P, Barbosa EC, Christiani LA, Leite MFMP, Barbosa PRB, Borges MS, et al. Avaliação de potenciais fragmentados em presença de bloqueio de ramo direito sem alterações estruturais miocárdicas ventriculares. Estudo pelo eletrocardiograma de alta resolução no domínio da frequência. *Arq Bras Cardiol* 1998;71(5):687-94.
15. Gottfridsson C, Karlsson T, Edvardsson N. The short-term and long-term reproducibility of spectral turbulence and late potential variables of the signal-averaged ECG in a population sample of healthy subjects and the impact of gender, age, and noise. *J Electrocardiol* 2000;33(2):107-117.
16. Lander P, Albert DE, Berbari EJ. Spectrotemporal analysis of ventricular late potentials. *J Electrocardiol* 1990;23(2):95-108.