

DESENVOLVIMENTO DE UM PROGRAMA PARA ANÁLISE ESPECTRAL DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA COM A MANOBRA DE VALSALVA

Aline Cristina P. Nascimento¹, Carlos Julio Tierra- Criollo², Leandro YuKio A. Kawaguchi³, Alderico R. de Paula Júnior⁴

¹Universidade do Vale do Paraíba/ Graduação Engenharia Biomédica, Av. Shishima Hifumi 2911, CEP 12244-000, Urbanova, São José dos Campos – SP, Brasil, acpn@univap.br

² Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)/Grupo de Engenharia Biomédica (GENEBIO), Centro de Pesquisa e Desenvolvimento em Engenharia Elétrica, Av. Antônio Carlos 6627, Belo Horizonte, Brasil, carjullo@cpdee.ufmg.br

³Universidade do Vale do Paraíba/ Laboratório de Reabilitação Cardiopulmonar, Faculdade das Ciências da Saúde, Av. Shishima Hifumi 2911, CEP 12244-000, Urbanova, São José dos Campos – SP, Brasil, leandrok@univap.br.

⁴Universidade do Vale do Paraíba/Grupo de Instrumentação e Processamento de Sinais (GIPSI), Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Av. Shishima Hifumi 2911, CEP 12244-000, Urbanova, São José dos Campos - SP, Brasil, alderico@univap.br.

Resumo- A análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) é um método de diagnóstico não invasivo de avaliação do controle neural do coração. A análise detalhada e sofisticada da flutuação da frequência cardíaca pode ser utilizada para avaliar indiretamente o controle autonômico do coração. A diminuição da VFC está relacionada a um maior índice de morbidade e mortalidade cardiovascular. A área de Processamento de Sinais permitiu inúmeras possibilidades de procedimentos terapêuticos não invasivos e aumenta a capacidade de diagnósticos. O objetivo do trabalho é o desenvolvimento de um programa na linguagem MatLab para a determinação da Energia Espectral da VFC, que permite a identificação das atividades do sistema nervoso autônomo (SNA). A medição simultânea da atividade simpática e parassimpática têm sido utilizadas para investigar mudanças no equilíbrio simpátovagal. Assim, a obtenção destes parâmetros permitirá um estudo do comportamento do SNA levando a um possível diagnóstico de doenças cardíacas.

Palavras-chave: Variabilidade da Frequência Cardíaca, Sistema Nervoso Autônomo, Densidade Espectral de Potência, Filtro Digital.

Área do Conhecimento: III - Engenharias

Introdução

A análise da variabilidade da frequência cardíaca (VFC), definida como a variação de tempo entre duas ondas R sucessivas dos ciclos cardíacos, possibilita a observação e compreensão dos mecanismos extrínsecos do controle do ritmo cardíaco em situações fisiológicas e patológicas [1, 2, 3]. O fato de a VFC ser obtida de forma não invasiva, mensurada com o mínimo de erro com equipamentos simples e de baixo custo, torna esta análise o procedimento de escolha na avaliação da função do sistema nervoso autônomo (SNA) [4].

Utilizam-se no estudo da VFC manobras respiratórias, como a Manobra de Valsalva (MV), mudanças de posição e bloqueios farmacológicos do sistema nervoso simpático (SNS) e parassimpático (SNP) [3]. Uma complexa interação simpática-parassimpática é responsável pelas modificações da frequência cardíaca (FC) durante a MV, que é um teste simples e confiável do controle vagal [5].

O coração não tem seus batimentos regulares, assim a VFC modulada pela interação do SNS e SNP são normais em indivíduos saudáveis [1, 2, 6]. O ramo simpático aumenta a FC, e por sua vez, o parassimpático diminui a FC [7]. As mudanças destes sistemas podem ser identificadas e quantificadas tanto em função do tempo, quanto pela soma de componentes oscilatórios, caracterizados pela sua frequência e amplitude [8, 9]. A potência espectral é dividida, geralmente, em baixa frequência (BF; 0.04-0.15Hz), relativa ao SNS e SNP e alta frequência (AF; 0.15 - 0.4Hz), relativa ao SNP [6, 10, 11]. A Sociedade Europeia de Cardiologia padronizou nomenclaturas e métodos de análise no tempo e na frequência. Neste trabalho será utilizado um método com base na análise da energia espectral. Assim, o presente estudo tem como objetivo o desenvolvimento de um programa em linguagem MatLab para a Análise Espectral da VFC com Manobra de Valsalva, utilizando cálculo de energia que permita melhor identificação das atividades do SNA.

Materiais e Métodos

Para o desenvolvimento do trabalho proposto foi escolhida a plataforma Matlab 6.1, devido às suas excelentes funcionalidades para o processamento digital de sinais.

Para o processamento do sinal utilizou-se a associação de filtros digitais com o cálculo de energia espectral.

A função dos filtros é permitir que uma dada banda de frequência passe relativamente sem alterações enquanto todas as outras frequências são rigorosamente atenuadas. Os filtros podem ser especificados no tempo através da resposta ao impulso, $h(n)$, ou na frequência $H(z)$. O sinal filtrado pode ser calculado no tempo através da seguinte equação [12].

$$y(k) = h(k) * x(k) = \sum_{l=-\infty}^{\infty} h(k-l)x(l) \quad (1)$$

onde, $y(k)$ é o sinal filtrado, $h(k)$ é a resposta ao impulso do filtro e $x(k)$ é o sinal de entrada.

A saída de um filtro digital $y(k)$ é diretamente relacionada à entrada $x(k)$ convolucionada com a resposta de impulso $h(k)$ [13].

Tomando a transformada-Z da equação 1, resulta na equação 2.

$$Y(z) = H(z)X(z) = \frac{b(1)+b(2)z^{-1}+\dots+b(n+1)z^{-n}}{a(1)+a(2)z^{-1}+\dots+a(m+1)z^{-m}} X(z) \quad (2)$$

onde, $H(z)$ é a função de transferência do filtro que pode ser representado pela razão de 2 polinômios em Z. As constantes $b(i)$ e $a(i)$ são os coeficientes do filtro e a ordem do filtro é o máximo de n e m [13].

As classificações dos filtros dependem do número de coeficientes a e b existentes. Quando $m > 0$, o filtro é de resposta ao impulso infinita (IIR). Caso contrário, quando $a(1)$ for um escalar diferente de zero e $m=0$ o filtro tem uma resposta de impulso finita (FIR) [13]. Os filtros FIR não são recursivos e tem uma saída que é a função somente das entradas presentes e passadas. O filtro IIR pode ser implementado na forma recursiva com saídas passadas e as entradas presentes e passadas. Em geral, os filtros IIR são mais seletivos que os filtros FIR de mesma ordem [12].

Os filtros IIR mais utilizados na prática são os seguintes: Butterworth, Chebychev, Elliptic e Bessel [12].

Diversos filtros digitais IIR foram analisados para este trabalho, sendo o Butterworth o que melhor correspondeu às necessidades por não possuir oscilações na banda de passagem [13]. A equação que satisfaz o filtro Butterworth passa baixa é descrita na equação 3 [12]:

$$|H(j\omega)|^2 = 1 / (1 + (\omega / \omega_c)^{2n}) \quad (3)$$

onde, ω é a frequência angular e ω_c é a frequência de corte do filtro passabaixa. Os filtros passabanda são derivados a partir da equação 3 [12].

Para o desenvolvimento do programa implementado primeiramente realizou-se a correção da escala de tempo e a retirada do nível DC do sinal, pois o interesse estava somente na análise da VFC. A reconstrução do sinal com a mesma taxa da amostragem foi realizada utilizando a função de interpolação *spline* cúbica e em seguida o sinal foi reamostrado a 4 Hz. Para separar as frequências relativas a atividades simpática juntamente com a parassimpática foi utilizado um filtro passabanda Butterworth de ordem 2 com as frequências de corte de 0.04 Hz e 0.15 Hz, e para as atividades parassimpática foi utilizado também um filtro passabanda Butterworth de ordem 2 com frequências de corte de 0.15 Hz e 0.4 Hz, gerando os sinais x_a e x_b respectivamente. Para se ter uma fase linear, ambos os sinais foram filtrados direta e reversamente.

Para o cálculo da energia o período de aquisição de dados dos sinais x_a e x_b foi dividido em intervalos de tempo definidos pelo usuário, podendo este optar em utilizar janelas com sobreposição (*overlaps*) ou não. A energia foi calculada em cada intervalo de tempo para cada sinal, x_a e x_b , separadamente utilizando-se a equação 4, gerando as matizes En_a e En_b .

$$En = \sum_{i=n}^{n+m} x(i)^2 \quad (4)$$

onde, En é a energia do sinal $x(i)$ no intervalo de n até $n+m$ [12].

Após o cálculo da energia dos sinais x_a e x_b o programa apresenta graficamente estes resultados em função do tempo permitindo o operador definir o início da MV. O programa calcula também a razão entre En_a e En_b em função do tempo. Para a validação do programa desenvolvido foram adquiridos sinais de intervalos RR (IRR) de 8 voluntários sedentários saudáveis através do seguinte protocolo experimental realizado no Laboratório de Reabilitação Cardiopulmonar da Universidade do Vale do Paraíba. Eletrodos de captação foram colocados no tórax nas regiões da raiz dos membros superiores direito e esquerdo e na região supra-íliaca direita e esquerda, para captar a derivação DII. O sinal foi coletado pelo Eletrocardiograma *Digital Micromed* e os IRR identificados automaticamente pelo Software Elite 13WPC *Micromed*. Primeiramente o indivíduo permaneceu por 5 minutos em repouso com respiração natural, e com temperatura e umidade da sala controlada. Após, deu-se o início do

registro do ECG por 15 minutos contínuos. No 7º minuto foi solicitado o início da MV, que após inspiração máxima o avaliado manteve uma pressão expiratória de 50 cmH₂O por 15 segundos, estando o Manovacômetro (GER-AR) à frente de seus olhos.

Um exemplo do sinal da VFC de um voluntário antes de ser processado é mostrado na Figura 1.

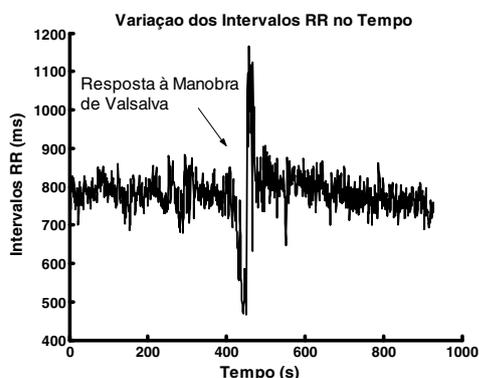


Figura 1- Variação dos IRR de um voluntário na escala de tempo.

Resultados

Como resultados do processamento, foram obtidos os seguintes gráficos exemplificados para somente um voluntário. A Figura 2 apresenta a VFC após a retirada do nível DC e o sinal interpolado.

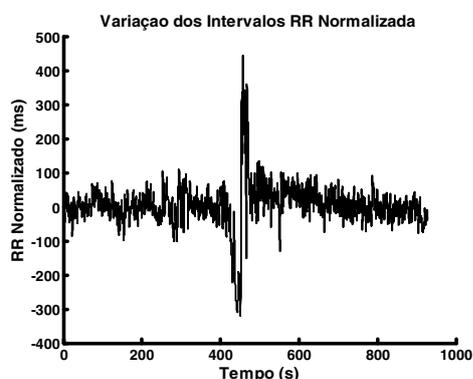


Figura 2- Variabilidade dos IRR no domínio do tempo, após a retirada do nível DC.

A Figura 3 representa a energia em função do tempo nos intervalos definidos pelo usuário para os sinais filtrados na faixa de 0.04 a 0.15Hz, relativas a atividade do SNS e SNP, enquanto a Figura 4, representa a energia na faixa de 0.15 a 0.4Hz, relativa a atividade SNP. A Figura 5 apresenta a relação entre a energia relativa a atividade simpática com a parassimpática e a atividade somente parassimpática. Nas Figuras 3 e 4 a linha horizontal representa duas vezes o

desvio padrão calculado entre os intervalos de tempo antes da MV de 60 a 360 segundos.

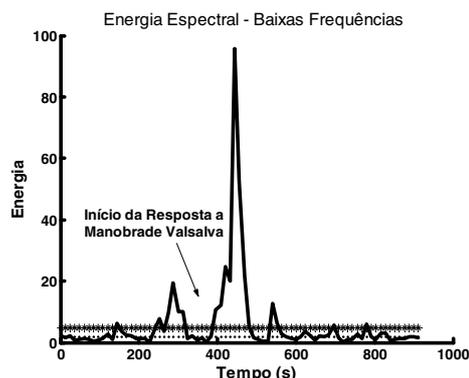


Figura 3- Energia das Baixas Frequências (BF; 0.04- 0.15Hz) da VFC.

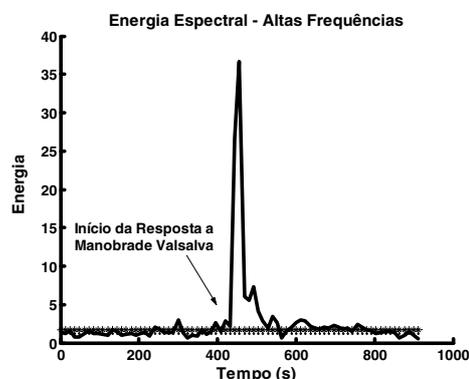


Figura 4- Espectro de Energia de Altas Frequências (AF; 0.15- 0.4Hz) da VFC.

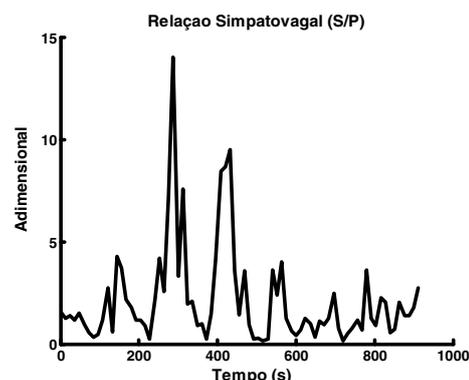


Figura 5- Relação entre a energia relativa ao SNS e SNP e energia relativa ao SNP.

Além dos gráficos o programa fornece também os seguintes dados:

- Tempo de retorno ao estado inicial após a MV, tanto das BF quanto das AF;
- Intervalo de tempo entre a ativação das AF e BF após a MV;
- Amplitude de energia das AF e BF na resposta à MV;

- Relação simpátovagal das amplitudes da energia na resposta do SNA à MV.

Discussão

O programa foi capaz de interpretar de forma gráfica as alterações referentes à MV, que por definição causa um aumento da pressão intratorácica e, conseqüentemente, significantes mudanças hemodinâmicas. O efeito típico da MV na FC em indivíduos normais é uma taquicardia reflexa vinda dos barorreceptores arteriais, seguido por uma abrupta bradicardia.

Foi observado que a energia das componentes LF aumenta durante a MV devido a excitação do sistema simpático, enquanto as HF são ativadas alguns segundos após a ativação simpática como conseqüência de alterações hemodinâmicas. Isto nos leva a hipótese de que a metodologia espectral pode ser utilizada para avaliar a relação simpátovagal relatada em muitas condições fisiológicas e patológicas.

A sensibilidade do programa quanto a variações de energia no tempo e na intensidade de cada sistema de forma única o torna mais preciso e completo para a realização de uma análise mais detalhada, juntamente com a identificação da ativação diferenciada das respostas dos sistemas no tempo.

A utilização de janelas com larguras variáveis e a possibilidade de sobreposição destas, permite a obtenção de melhores resoluções em frequência.

Conclusão

Como apresentado neste trabalho o programa desenvolvido mostrou ser bastante útil na análise das atividades do SNA, pois representa de forma gráfica a variação da energia e VFC relativa a atividade SNS e SNP, permitindo aos especialistas da área de cardiologia a análise do SNA auxiliando no diagnóstico de doenças.

Os resultados apresentados neste programa poderão ser úteis para outros estudos futuros como, por exemplo, a avaliação do grau da VFC como um indicador do nível de adaptabilidade cardíaca de um indivíduo.

Agradecimentos

Ao CNPq – PIBIC pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] GRUPI, C. J. et al. Variabilidade da frequência cardíaca: significado e aplicação clínica. **Rev Ass Med Brasil**. V.40, n.2, p.129-136, 1994.
- [2] PUMPRLA, J. et al. Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and

practical applications. **International Journal of Cardiology**. V.84, p.1-14, 2002.

- [3] ALONSO, D. O et al.. Comportamento da Frequência Cardíaca e da Sua Variabilidade Durante as Diferentes Fases do Exercício Físico Progressivo Máximo. **Arq Bras Cardiol**. V.71, n. 6, p.787-792, 1998.

- [4] RIBEIRO, M. P et al.. Análise Espectral da Frequência Cardíaca. Conceitos Básicos e Aplicação Clínica. **Arq Bras Cardiol**. V.59, n.3, p.141-149, 1992.

- [5] CASTRO, L. B. et al. Testes Autonômicos Cardiovasculares. Uma Revisão Crítica. Parte I. **Arq. Bras Cardiol**. V.59, nº1, 1992.

- [6] TASK FORCE of the european society of cardiology and the north american society of pacing and electrophysiology, Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. **Circulation**. V.93, n.5, p.1043-1065, 1996.

- [7] GUYTON, A. C; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. p.973.

- [8] FERREIRA, A. T. R. Efeitos da Liberação Miofascial na Modulação Autonômica do Coração em Sujeitos Saudáveis. 2004. 74p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba. São José dos Campos.

- [9] COSTA, O. et al. Análise Espectral da variabilidade da frequência cardíaca. Estudo comparativo entre a análise espectral não paramétrica e paramétrica em séries curtas. **Rev. Port. Cardiol**. V.14, n.9, p. 621-626, 1995.

- [10] CHIU, H. W. et al., The influence of mean heart rate on measures of heart rate variability as makers of autonomic function: a model study. **Medical Engineering & Physics**. V. 25, p. 475-481, 2003.

- [11] CAMMANN, H.; MICHEL, J., How to avoid misinterpretation of heart rate variability power spectra?. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**. V. 68, p. 15-23, 2002.

- [12] GOLD, B.; MORGAN, N.; **Speech and Audio Signal Processing: Processing and Perception of Speech and Music**. California: John Wiley & Sons Inc, p.536, 2000.

- [13] THE MATHWORKS. **Signal Processing Toolbox User's Guide**. Versão 5, p. 800, 2001.