

Desenvolvimento de um Sistema para Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca

João Luiz Azevedo de Carvalho¹, Adson Ferreira da Rocha², Francisco Assis de Oliveira Nascimento³, João Souza Neto⁴, Luiz Fernando Junqueira Jr.⁵

^{1,2,3,4}Grupo de Processamento Digital de Sinais (GPDS), Departamento de Engenharia Elétrica (ENE), Faculdade de Tecnologia (FT), Universidade de Brasília (UnB), Brasil, 70910-900

Fone: +55 61 273 5977, Fax: +55 61 307 2328

⁵Laboratório Cardiovascular, Faculdade de Medicina (FMD), Universidade de Brasília (UnB), Brasil, 70910-090

Fone: +55 61 307 2274, Fax: +55 61 273 3907

jlacarv@terra.com.br, adson@unb.br, assisn@globo.com, szneto@uol.com.br, lfjinq@embratel.net.br

Resumo – A análise de sinais de variabilidade da frequência cardíaca (*heart rate variability*, ou HRV) é uma ferramenta importante para o estudo do sistema nervoso autônomo, uma vez que possibilita a avaliação do equilíbrio entre as influências simpática e parassimpática no ritmo cardíaco. Este trabalho apresenta uma ferramenta chamada ECGLab, para a análise de HRV, desenvolvida em linguagem Matlab, com o objetivo de ajudar nas pesquisas sobre HRV, tornando o processo mais rápido e fácil. Este programa obtém o sinal de HRV utilizando um algoritmo de detecção automática dos complexos QRS. O usuário pode inspecionar o ECG e corrigir erros no processo de detecção, e também identificar batimentos ectópicos. Também é possível importar séries de intervalo RR digitadas em arquivos ASCII. Algumas das técnicas mais populares para análise de HRV foram implementadas: análise estatística e temporal, análise espectral (usando FFT, modelo auto-regressivo e método de Lomb), análise do *plot* de Poincaré e análise da tendência sequencial de variação do intervalo R-R.

Palavras-chave: Análise de HRV, Auto-Regressivo, *Plot* de Poincaré, Variabilidade da Frequência Cardíaca.

Abstract - The analysis of heart rate variability (HRV) signals is an important tool for studying the autonomic nervous system, as it allows the evaluation of the balance between the sympathetic and parasympathetic influences on heart rhythm. This paper presents a tool for analysis of HRV called ECGLab, which was developed in Matlab language in order to help research on HRV by making the analysis process faster and easier. The software obtains the HRV signal by using an automatic QRS detection algorithm. The user can inspect the ECG and correct mistakes in the detection process, and also identify ectopic beats. Importing RR intervals from previously typed ASCII files is also possible. Some of the most popular HRV analysis techniques were implemented: statistical and time series analysis, spectral analysis (using FFT, auto-regressive and Lomb methods), Poincaré plot analysis and sequential trend analysis.

Key-words: Analysis of HRV, Auto-Regressive Model, Heart Rate Variability, Poincaré Plot.

Introdução

A análise de sinais de variabilidade da frequência cardíaca (*heart rate variability*, ou HRV) é importante quando se estuda o sistema nervoso autônomo, pois ajuda a avaliar o equilíbrio entre as influências simpática e parassimpática no ritmo cardíaco.

O ramo simpático do sistema nervoso aumenta a frequência cardíaca, implicando em intervalos mais curtos entre batimentos. Por sua vez, o ramo parassimpático a desacelera, resultando em intervalos maiores entre os batimentos. Assim, a variabilidade da frequência cardíaca pode ser medida com base nos intervalos entre batimentos, os quais são mais facilmente observados como intervalos RR, que são os

intervalos de tempo entre duas ondas R consecutivas.

No entanto, a medição manual de intervalos RR, a partir de ECG em rolos de papel, consome muito tempo. Além disso, um leigo em processamento digital de sinais pode achar muito difícil calcular os vários parâmetros que podem ser obtidos de um sinal de HRV. Existem programas que implementam alguns dos algoritmos disponíveis, mas não todos eles.

Assim, este trabalho apresenta uma ferramenta para análise de HRV, a qual deve ser útil para as pesquisas de cardiologistas e especialistas em sistema nervoso. Esse programa, intitulado ECGLab, foi desenvolvido em Matlab 5 com o objetivo de ajudar os pesquisadores em HRV na medição dos intervalos

RR, bem como no cálculo de índices e geração de gráficos.

Metodologia

O ECGLab foi desenvolvido em linguagem Matlab devido às funções já incluídas no pacote da Mathworks Inc., as quais ajudam a implementar os algoritmos mais complexos, como medidas estatísticas, operações com matrizes e algoritmos de processamento digital de sinais. O Matlab é também um poderoso sistema para geração de gráficos, e sua natureza de código aberto permite que usuário adapte o software às suas necessidades. O desenvolvimento da interface gráfica no Matlab não é tão fácil quando em outros ambientes, como no Borland C++ Builder e Borland Delphi, mas a disponibilidade de algoritmos de processamento digital de sinais e de estatística fizeram do Matlab o ambiente escolhido para o desenvolvimento do ECGLab.

O sistema está dividido em módulos, os quais implementam diferentes passos da aquisição e análise do sinal de HRV. O primeiro módulo é o de filtragem de ECG, o qual é capaz de remover ruído de 60 Hz, ruído muscular e oscilação da linha de base. A seguir, vem o módulo de detecção dos complexos QRS, que permite ao usuário inspecionar o ECG e corrigir erros no processo de detecção automática, e também identificar batimentos ectópicos, os quais poderão ser removidos mais tarde. Finalmente, há os quatro módulos de análise de HRV: análise estatística e temporal, análise espectral, análise do *plot* de Poincaré, e análise da tendência sequencial de variação do intervalo RR. Os módulos de análise podem ser usados tanto com os sinais de HRV obtidos com o ECGLab, quanto com séries de intervalos RR previamente digitadas em arquivos ASCII. Cada um dos módulos será melhor abordado a seguir.

Módulo de Detecção de QRS

Os sinais de HRV descrevem ou o período de tempo despendido entre batimentos cardíacos consecutivos ou a “frequência cardíaca instantânea” em cada instante de batimento. Portanto, o primeiro passo da análise de HRV é a detecção dos instantes dos batimentos cardíacos. A forma mais precisa de se fazer isso é através da detecção dos complexos QRS.

O complexo QRS pode ser detectado com um filtro passa-faixa de 2ª ordem, centrado em 17 Hz, usando um fator Q igual a 3. A frequência central de 17 Hz e o fator Q igual a 3 otimizam a relação sinal-ruído e melhoram a detecção (Tompkins, 1993). O filtro digital pode ser obtido com uma transformação bilinear da equação (1), onde k é o ganho, Q é 3, e ω_o é 17 Hz. O valor de k não afeta a detecção.

$$H(s) = \frac{k\omega_o^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_o}{Q}\right)s + \omega_o^2} \quad (1)$$

Uma vez que o complexo QRS foi isolado, este pode ser enriquecido com um filtro diferenciador (2). Um filtro de Butterworth passa-baixas de 8ª ordem e frequência de corte em 30 Hz é usado em cascata, para evitar amplificação de ruídos de alta frequência.

$$y[n] = x[n] - x[n-1] \quad (2)$$

Antes de se aplicar um detector de limiar, é necessário computar o valor absoluto de cada amostra do sinal filtrado, de modo que cada amostra se torne positiva. Mas ao invés de se calcular o valor absoluto, pode se elevar cada amostra ao quadrado. Assim, enriquecem-se os segmentos de maior amplitude.

Resultados

O resultado desses processos é um conjunto de picos cada vez que um complexo QRS ocorre. Esses picos podem ser agrupados com um filtro de média móvel de N pontos (3). A janela móvel deve ter 150 ms de comprimento (Carvalho, 2001). N é o número de amostras na média móvel.

$$y[n] = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x[n-i] \quad (3)$$

Como resultado, haverá um pico largo em cada ocorrência de QRS. Um detector de limiar adaptativo deve ser usado para identificar esses picos. Deve-se tomar cuidado para evitar falsos negativos (limiar muito alto) e falsos positivos (limiar muito baixo). Quando um QRS é detectado, o algoritmo pula 350 ms para evitar duas detecções no mesmo batimento (Carvalho, 2001).

Para corrigir os efeitos das imprecisões no detector de limiar e na distorção de fase nos filtros anteriores, um algoritmo de “busca para trás” é aplicado ao sinal. Esse algoritmo seleciona uma pequena região do ECG antes de cada instante de detecção de QRS, e identifica a amostra com o maior valor absoluto de amplitude como sendo o pico da onda R daquele batimento. O comprimento de região usado no ECGLab é de 70 ms, e essa região de busca começa 60 ms antes do instante de disparo do detector de limiar (Carvalho, 2001). Esse valor de 60 ms foi determinado devido à natureza do algoritmo de detecção adaptativa de limiar utilizado. O resultado do processo de detecção é apresentado na Figura 1, onde os pontos indicam o pico da onda R detectada. Os números fora dos colchetes são os valores do intervalo RR calculado (em milissegundos) e os

números dentro de colchetes são os índices de cada intervalo.

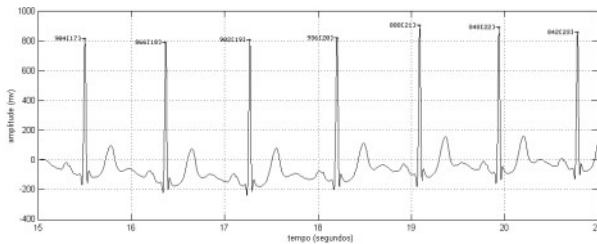


Figura 1 – Resultado da detecção de QRS.

O sinal de período cardíaco (também conhecido como sinal RR ou sinal HP, ou *heart period*) é obtido com base nos instantes das ondas R detectadas. Seu gráfico mostra o intervalo de tempo despendido entre o batimento em um certo instante de tempo e o batimento anterior. Como pode ser observado na Figura 2, após o segundo batimento há um intervalo relativamente pequeno, seguido por um grande intervalo. Isso indica uma contração prematura do coração, seguida por uma pausa compensatória. Os valores da terceira e quarta amostras também indicam isso, uma vez que a terceira amostra tem a menor amplitude do conjunto e a quarta tem a maior amplitude. Esse evento peculiar é chamado de batimento ectópico, e deve ser removido da série de intervalos RR, ou substituído por amostras com valores estimados mais apropriados. Caso contrário, os resultados da análise serão distorcidos, uma vez que a causa dessas arritmias em geral não tem origem na atuação do sistema nervoso (Malik, 1995).

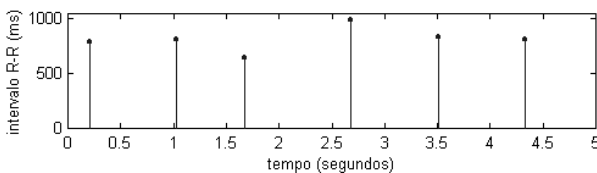


Figura 2 – Segmento de um sinal HP.

O módulo de detecção dos complexos QRS também permite ao usuário inspecionar o ECG e corrigir marcações erradas, e também identificar batimentos ectópicos, que serão removidos mais tarde.

Módulo de Análise da Série Temporal

Neste módulo, a série temporal de intervalos RR, obtida no módulo anterior, é avaliada. Também é possível importar séries de intervalos RR digitadas em arquivos ASCII. O usuário poderá obter um gráfico do sinal RR (Figura 3) e as seguintes estatísticas da série temporal: número total de intervalos; valores máximo e mínimo de amplitude e faixa dinâmica; percentis 25, 50 e 75; amplitude média, desvio padrão e coeficiente de variação; pNN50 e rMSSD (Spacelabs, Inc., 1992).

Também é apresentado um desenho esquemático da estatística da série temporal, no qual os prováveis batimentos ectópicos provavelmente aparecem como *outliers* estatísticos.

Este módulo também avalia a estacionariedade do sinal, baseado na variação da média e do desvio padrão ao longo do tempo. Assim, sinais com flutuações de longo termo ou com modulações de baixa frequência devem ser rejeitados, assim como sinais contendo batimentos ectópicos.

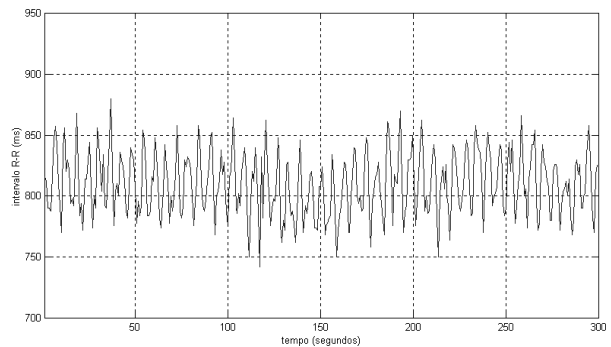


Figura 3 – Gráfico de um sinal RR obtido com o ECGLab

Se batimentos foram identificados durante a detecção de QRS como sendo ectópicos, neste módulo eles podem ser removidos ou então substituídos por valores mais apropriados, estimados computacionalmente. Como pode ser observado na Figura 3, os batimentos ectópicos apresentados na Figura 2 foram removidos. Nesta série de intervalos RR, quatro arritmias foram encontradas, e todas elas foram removidas do gráfico na Figura 3, bem como da análise.

Módulo de Análise Espectral

Neste módulo, o ECGLab apresenta um gráfico da densidade do espectro de potência do sinal de HRV (Figura 4), assim como alguns parâmetros espectrais. O usuário define três faixas de frequência: frequências muito baixas (MBF), baixas frequências (BF), e altas frequências (AF). Então, os seguintes parâmetros são calculados: energia absoluta em cada banda e energia total; energia normalizada em cada banda (como uma porcentagem da energia total); energia relativa nas bandas BF e AF (em comparação com a energia total nessas duas bandas); razão BF/AF.

Devido à amostragem não-uniforme e aos batimentos ectópicos, o usuário pode escolher uma entre três diferentes técnicas: remoção dos batimentos ectópicos da série temporal; substituição dos batimentos ectópicos por intervalos normais; remoção dos batimentos ectópicos e interpolação do sinal de HRV usando *splines* cúbicas. O usuário pode ainda optar por utilizar o sinal HR (*heart rate*, ou frequência cardíaca), ao invés do sinal HP.

Estão disponíveis três diferentes métodos de estimação do espectro de potência: Transformada Rápida de Fourier (FFT), modelo auto-regressivo (AR) e periodograma de Lomb-Scargle (Mateo & Laguna, 2000). O método de Lomb estima o espectro de potência de sinais amostrados à taxa não uniforme (como a série de intervalos RR), sem a necessidade de interpolação (Shin, 1994). A taxa de amostragem de interpolação com *splines*, o número de pontos da FFT, e a ordem do modelo AR podem ser definidos pelo usuário. O usuário pode visualizar os espectros de potência estimados pela FFT e pelo modelo AR simultaneamente, e poderá escolher entre três tipos de escala de gráfico: normal, semi-log ou log-log. Há também cinco tipos de janelamento disponíveis para estimação do espectro: retangular, Bartlett, Hanning, Hamming ou Blackman.

Na Figura 4, a curva mais ondulada é o espectro calculado com a FFT. A curva mais suave foi obtida com o modelo AR. As linhas verticais indicam os limites de cada faixa de frequência.

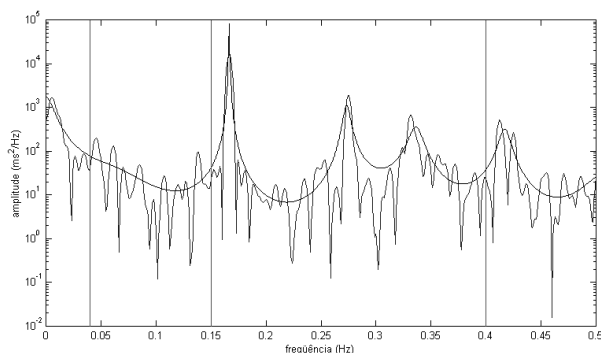


Figura 4 – Gráfico da densidade do espectro de potência obtido com o ECGLab.

Modulo de Análise do *Plot* de Poincaré

Uma ferramenta relativamente nova para a análise de sinais de HRV é o *plot* de Poincaré, o qual não requer que o sinal de HRV seja estacionário. Ele permite que o pesquisador em HRV faça medidas da variabilidade da frequência cardíaca a partir de diferentes pontos de vista, como variabilidade a longo prazo, variabilidade total, variabilidade no ritmo basal, variabilidade à frequência acelerada, e variabilidade em ritmo desacelerado, assim como avaliar o equilíbrio simpático-parassimpático.

O *plot* de Poincaré de um sinal de HRV é um diagrama no qual cada intervalo RR é plotado contra o intervalo anterior (Figura 5). Os seguintes parâmetros são extraídos desse diagrama: centróide, desvio vertical (SD1), desvio longitudinal (SD2), razão SD1/SD2, área da elipse SD1xSD2, coeficiente de correlação, coeficiente de regressão, equação da reta de regressão, e

estatísticas das séries nos percentis 10, 25, 50, 75 e 90. O usuário pode escolher entre calcular os desvios SD1 e SD2 baseando-se ou na reta de regressão ou na reta de identidade. Os batimentos ectópicos podem ser removidos da série de intervalos ou substituídos por valores interpolados.

Na Figura 5, cada linha vertical sólida indica o desvio padrão da série de intervalos em cada percentil (10, 25, 50, 75 e 90). As linhas pontilhadas nos percentis indicam a faixa dinâmica de cada série. A reta inclinada que cruza o gráfico é a reta de regressão. Sua região mais forte indica o desvio SD2, e a linha perpendicular a ela indica o desvio SD1 (Huikuri, 1997).

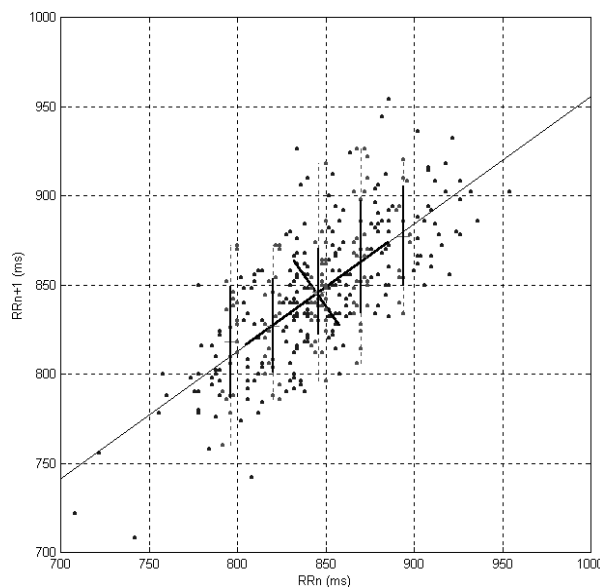


Figura 5 - *Plot* de Poincaré obtido com o ECGLab.

Modulo de Análise da Tendência Seqüencial de Variação do Intervalo RR

Outra ferramenta relativamente pouco explorada nas pesquisas sobre HRV é a análise da tendência seqüencial de variação do intervalo RR. Com ela é possível avaliar o equilíbrio simpático-parassimpático, como foi feito na análise espectral. No entanto, a análise da tendência seqüencial tem a vantagem de ser independente da estacionariedade da serie de intervalos RR.

O usuário poderá visualizar um diagrama do tipo ΔRR_n vs. ΔRR_{n+1} , onde ΔRR_{n+1} é a diferença entre dois intervalos RR consecutivos, e ΔRR_n é a diferença anterior (Figura 6). Os parâmetros calculados são o número de pontos em cada quadrante, em cada linha limite entre quadrantes, e na origem, assim como o número total de pontos. Esses números também são apresentados como uma porcentagem do número total de pontos. A porcentagem e o número total de diferenças nulas e não-nulas também são calculados.

Como pode ser observado na Figura 6, o gráfico é dividido em quatro quadrantes. Os

pontos localizados no quadrante $+/+$ indicam dois incrementos consecutivos na duração dos intervalos (a frequência cardíaca está abaixando). Os pontos no quadrante $-/-$ indicam dois decrementos consecutivos de intervalo RR (a frequência cardíaca está aumentando) (Schechtman, 1992). Assim, a análise da tendência seqüencial é um método eficaz para medir a atividade simpática e parassimpática, e é facilmente implementada.

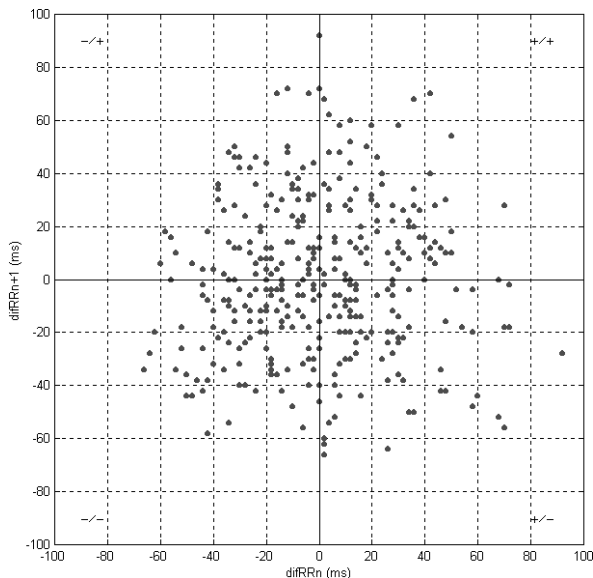


Figura 6 – Gráfico ΔRR_n vs. ΔRR_{n+1} obtido com o ECGLab.

Discussão e Conclusões

Este trabalho apresenta um sistema para análise da variabilidade da frequência cardíaca, o ECGLab. Esse programa, que foi desenvolvido em Matlab 5, pode ajudar pesquisadores em HRV, fornecendo detecção automática de QRS e medição instantânea dos intervalos RR, além de quatro diferentes técnicas de análise: análise da série temporal, análise espectral, análise do *plot* de Poincaré e análise da tendência seqüencial de variação do intervalo RR.

A escolha do Matlab como ambiente de desenvolvimento tornará possível que outros pesquisadores modifiquem e melhorem a ferramenta, tornando-a ainda mais versátil e completa.

O ECGLab já está em uso pelo Laboratório Cardiovascular da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília. De acordo com os pesquisadores que o vêm utilizando, o programa vem apresentando bons resultados.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq pelo suporte financeiro dado a este trabalho.

Referências

- Carvalho, J.L., Rocha, A.F., Junqueira, L.F. (2001), "Desenvolvimento de Sistemas de Aquisição, Processamento e Análise de Sinais Eletrocardiográficos", *7º Congresso de Iniciação Científica da Universidade de Brasília*, Anais, p. 488. UnB/CNPq, ago.
- Huikuri, H.V. (1997), "Heart Rate Dynamics and Vulnerability to Ventricular Tachyarrhythmias", *Annals of Medicine*, v. 29, p. 321-325.
- Malik, M., Camm, A.J. (1995), *Heart Rate Variability*, Armonk, NY: Futura Publishing Company Inc.
- Mateo, J., Laguna, P. (2000), "Extension of the Heart Timing Signal to the HRV Analysis in the Presence of Ectopic Beats", *IEEE Computers in Cardiology*, v. 27, p. 813-816.
- Schechtman, V.L., Raetz, S.L., Harper, R.K., Garfinkel, A., Wilson, A.J., Southall, D.P., Harper, R.M. (1992), "Dynamic Analysis of Cardiac R-R Intervals in Normal Infants and in Infants Who Subsequently Succumbed to the Sudden Infant Death Syndrome", *Pediatric Research*, v. 31, n. 6.
- Shin, K.S., Minamitani, H., Onishin, S., Yamazaki, H., Lee, M.H. (1994), "The Direct Power Spectral Estimation of Unevenly Sampled Cardiac Event Series", *Engineering in Medicine and Biology Society. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE*, p. 1254-1255, v. 2.
- Spacelabs, Inc. (1992), *Biophysical Measurement Series: Advanced Electrocardiography*, Redmond, WA: SpaceLabs, Inc
- Tompkins, W.J. (1993), *Biomedical Digital Signal Processing*, New Jersey: Prentice-Hall.