

Avaliação de Métodos de Interpolação do Sinal de Variabilidade da Frequência Cardíaca

João Luiz Azevedo de Carvalho, Otávio Sérgio de Araújo e Nogueira, Adson Ferreira da Rocha, Francisco Assis de Oliveira Nascimento, João Souza Neto

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
jlacarv@terra.com.br, Inn62@hotmail.com, adson@unb.br, assiss@globo.com, szneto@uol.com.br

Resumo - Este trabalho apresenta o resultado de uma comparação entre métodos de interpolação do sinal de variabilidade da frequência cardíaca, ou *heart rate variability* (HRV). O sinal de HRV é usado como uma ferramenta para a avaliação da atuação do sistema nervoso no controle da frequência cardíaca. A Transformada Discreta de Fourier e o modelo auto-regressivo são usados para a análise espectral do sinal de HRV, mas estes exigem que o sinal tenha sido amostrado com taxa de amostragem constante. Como os instantes de amostragem do HRV são justamente os instantes de cada batimento cardíaco, essa exigência não é cumprida. Por isso, são utilizadas técnicas de interpolação para criar um novo sinal, com período de amostragem fixo. Foram avaliadas as seguintes técnicas: interpolação por reconstrução com *kernel* (Yen), interpolação por polinômios (*splines* cúbicas) e interpolação iterativa (Marvasti). Essas técnicas são comparadas tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência, sendo levada em conta também a complexidade computacional. Foi avaliado ainda o periodograma de Lomb-Scargle, que consiste em uma técnica de estimação do espectro de potência para sinais amostrados não-uniformemente. Na comparação, são utilizados tanto sinais reais de HRV como sinais simulados, criados com o modelo IPFM.

Palavras-chave: Amostragem Não-Uniforme, HRV, Interpolação, Variabilidade da Frequência Cardíaca.

Abstract - This paper presents a comparison of different methods for interpolation of the heart rate variability (HRV) signal. The HRV signal is used as a tool for evaluation of the nervous system control on the heart rate. The Discrete Fourier Transform (DFT) and the auto-regressive model (AR) are used for spectral analysis of the HRV signal, but they require the signal to be evenly sampled. The HRV signal does not meet that requirement, thus signal reconstruction is required. The following interpolation methods were evaluated: kernel reconstruction interpolation (Yen), polynomial interpolation (cubic splines) and iterative interpolation (Marvasti). Time-domain and frequency-domain results are compared, as well as the computation load. This work also evaluates the efficiency of the Lomb-Scargle periodogram, which is a Power Spectral Density estimation technique for unevenly sampled signals. Both real and simulated HRV signals were used in the tests, and the simulated HRV signals were created using the IPFM model.

Key-words: Heart Rate Variability, HRV, Interpolation, Unevenly Spaced Sampling.

Introdução

O sinal de variabilidade da frequência cardíaca (HRV) é atualmente usado como uma ferramenta para a avaliação do equilíbrio na atuação dos ramos simpático e parassimpático do sistema nervoso autônomo no controle da frequência cardíaca. O sinal mostra a variação do período decorrido entre batimentos cardíacos consecutivos ao longo do tempo, como pode ser observado na Figura 1. Normalmente, esse período é medido com base nos intervalos R-R, ou seja, o intervalo entre ondas R do eletrocardiograma.

A análise espectral desse sinal apresenta de forma direta as intensidades de atuação simpática e parassimpática na frequência

cardíaca, uma vez que normalmente se vê claramente dois grandes picos de energia no espectro (vide Figura 2). O de mais baixa frequência indica atividade simpática, e o de frequência mais alta indica atividade parassimpática.

Para estimar a densidade do espectro de potência do sinal de variabilidade da frequência cardíaca, dois algoritmos são normalmente usados: Transformada Discreta de Fourier (DFT) e modelo auto-regressivo (AR). Contudo, em muitos casos não é apropriado utilizar a série de intervalos R-R diretamente no cálculo do espectro de potência, pois esta consiste em uma amostragem não-uniforme do sinal de HRV, uma vez que o intervalo de amostragem varia ao longo do tempo de acordo com cada intervalo R-R.

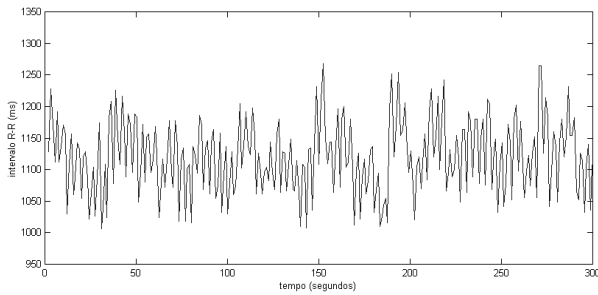


Figura 1 – Sinal de variabilidade da frequência cardíaca.

Assim, é necessária uma reconstrução do sinal para que este possa ser amostrado em intervalos uniformes de tempo (Spacelabs, 1992). Com esta finalidade, são utilizadas técnicas de interpolação capazes de reconstruir o sinal de HRV a partir da série de intervalos R-R (sinal R-R).

O objetivo deste trabalho é avaliar e comparar o desempenho de diferentes técnicas de interpolação na reconstrução do sinal de HRV. As técnicas são comparadas tanto no domínio do tempo quando no domínio da frequência, com base na energia relativa do erro de interpolação e na razão entre as energias em cada banda de frequência, respectivamente. No domínio da frequência, é avaliado ainda o periodograma de Lomb-Scargle, que consiste em uma técnica de estimação da densidade do espectro de potência de sinais amostrados de maneira não-uniforme, dispensando assim a interpolação.

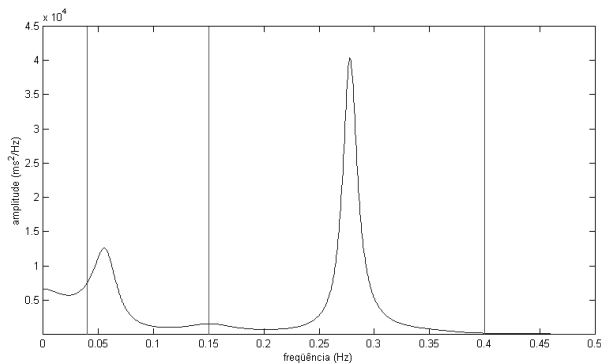


Figura 2 – Densidade do espectro de potência de um sinal de HRV (modelo auto-regressivo).

Metodologia

Nos testes, foram utilizadas três técnicas diferentes de interpolação:

- Interpolação por reconstrução com *kernel*: para ilustrar essa classe de interpoladores, foi utilizado o método de Yen (Yen, 1956).

- Interpolação por polinômios: por ser o método mais utilizado na reconstrução do sinal de HRV, foram escolhidas as *splines* cúbicas (Boor, 1978).

- Interpolação iterativa: para representar os métodos iterativos, foi escolhido o algoritmo de Marvasti (Marvasti, 1991).

O método de Yen se baseia no princípio de que se o sinal $f(t)$ for amostrado em instantes τ_p arbitrariamente distribuídos, e caso o sinal não contenha componentes de frequência acima de W , o sinal pode ser teoricamente reconstruído perfeitamente através das equações (1) e (2).

$$f(t) = \sum_{p=0}^{N-1} f(\tau_p) \psi_p(t) \quad (1)$$

$$\psi_p(t) = \sum_{q=0}^{N-1} a_{qp} \text{sinc}[2\pi W(t - \tau_p)] \quad (2)$$

Os coeficientes a_{qp} são os coeficientes da matriz que é a inversa da matriz cujos elementos são $\text{sinc}[2\pi W(\tau_p - \tau_q)]$.

Por sua vez, a técnica de interpolação por *splines* cúbicas é muito popular devido a sua baixa complexidade computacional. O método se baseia na utilização de vários polinômios de grau 3, cada um definido em um subintervalo, os quais se conectam por suas extremidades. Esses polinômios são calculados de forma que as derivadas coincidam nas extremidades dos subintervalos adjacentes, permitindo uma suavidade no sinal obtido.

Já o método de Marvasti é um método de interpolação iterativo no qual o sinal reconstruído se aproxima mais do sinal $x(t)$ verdadeiro a cada iteração. Seja S um operador que indica a amostragem ideal não-uniforme do sinal em instantes pré-determinados, e P um operador que limita o sinal à faixa de frequência entre 0 e W Hz (filtro passa-baixas ideal). Então o método de Marvasti pode ser descrito pela equação (3), onde $x_k(t)$ é o sinal obtido após a k -ésima iteração, e $x_0(t)=0$.

$$x_{k+1}(t) = \lambda PSx(t) + Px_k(t) - \lambda PSx_k(t) \quad (3)$$

O valor λ é uma constante de convergência. Na implementação utilizada, $\lambda = n/(p\gamma)$, onde p é o número de amostras do sinal amostrado não uniformemente, n é o número de amostras do sinal reconstruído e γ é igual a 1,2 [Strohmer, 1990]. Nos testes, foram utilizadas no máximo 8 iterações, de forma que o processo fosse interrompido quando a razão entre a energia da diferença entre duas iterações consecutivas e a energia da iteração em questão fosse menor que 10^{-4} .

Os sinais de HRV utilizados nos testes foram obtidos a partir de sinais reais de eletrocardiograma, utilizando o software ECGLab, desenvolvido na Universidade de Brasília (Carvalho, 2001). Além desses sinais reais de

HRV, foram utilizados nos testes também sinais simulados, criados com o modelo IPFM (*Integral Pulse Frequency Modulation*) (Mateo, 2000). O IPFM consiste em uma equação matemática que procura explicar e modelar a forma como o sistema nervoso controla a frequência cardíaca. Esse modelo é baseado na hipótese de que as influências simpática e parassimpática podem ser representadas por um único sinal modulado, e os batimentos cardíacos acontecem quando a integral do sinal modulante atinge um limiar. Na equação (4), onde T é o período cardíaco médio, e $m(t)$ é o sinal modulante, os “disparos do nódulo sinoatrial” ocorrem nos instantes t_k em que K assume valores inteiros.

$$k = \int_0^{t_k} \frac{1 + m(t)}{T} dt \quad (4)$$

O objetivo deste trabalho foi comparar essas diferentes técnicas de interpolação aqui apresentadas. Por ser teoricamente um método para reconstrução exata, o algoritmo de Yen será utilizado como referência para avaliação das demais técnicas propostas. As comparações foram feitas tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência.

A avaliação do erro de interpolação no domínio do tempo foi realizada da forma descrita a seguir. O sinal obtido com a técnica a ser avaliada é subtraído do sinal reconstruído com o método de Yen. Os sinais devem ter sido amostrados nos mesmos instantes uniformemente espaçados. A diferença entre os dois resulta em um sinal que representa o ruído (ou erro) de interpolação em função do tempo. É calculada então a energia do ruído de interpolação. Calcula-se então a razão entre a energia do erro e a energia do sinal original (Yen). Multiplica-se essa razão por 100 e obtém-se assim o erro de interpolação quantificado como uma porcentagem da energia total do sinal.

No domínio da frequência, o processo é ligeiramente diferente. O espectro é dividido em três bandas de energia: frequências muito baixas (0 a 0.04 Hz), baixas frequências (0.04 a 0.15 Hz) e altas frequências (0.15 a 0.4 Hz). A energia na banda de baixas frequências (LF) diz respeito à atividade simpática, e a energia na faixa de altas frequências (HF) diz respeito à atuação parassimpática. Calcula-se então a razão LF/HF, a qual relaciona a energia correspondente à atividade simpática com a energia correspondente à atividade parassimpática. Esse índice é utilizado por médicos para avaliar o equilíbrio entre a atuação desses ramos do sistema nervoso autônomo no controle da frequência cardíaca. A razão LF/HF obtida com o espectro de frequência do sinal interpolado com a técnica a ser avaliada é então comparada com a razão obtida com a

técnica de Yen. Para tal, divide-se o módulo da diferença entre as duas razões pela razão obtida com a interpolação de Yen. O resultado é multiplicado por 100, obtendo-se assim uma porcentagem de erro para a análise espectral daquele sinal com a técnica em questão.

No domínio da frequência, além dos três métodos de reconstrução propostos, são avaliadas ainda duas outras técnicas: o modelo autorregressivo (AR) e o periodograma de Lomb-Scargle.

O modelo AR (Burr, 1992) fornece uma aproximação da envoltória do espectro de potência obtido através da DFT. Como na aproximação são utilizados apenas pólos – vide equação (5) – o gráfico obtido com o modelo AR é mais suave e os picos de energia ficam mais claros do que com a DFT, tornando o modelo AR popular entre os pesquisadores em HRV. Assim, comparando os resultados obtidos através do modelo AR com os obtidos com a DFT, pode-se concluir se o modelo AR é realmente apropriado na análise espectral da HRV.

$$H(z) = \frac{1}{1 + \sum_{i=1}^p \alpha_i z^{-i}} \quad (5)$$

Por sua vez, o método de Lomb consiste em uma técnica de estimação da densidade do espectro de potência de sinais amostrados de forma não-uniforme, dispensando assim a interpolação. Dado um conjunto de N observações (t_i, y_i) , o periodograma normalizado de Lomb-Scargle é definido pelas equações (6), (7) e (8), onde \bar{y} é a média e σ_y^2 é a variância (Shin, 1994).

$$P_n(\omega) = \frac{1}{2\sigma_y^2} \left(\frac{\left[\sum_j y'_j \cos \omega(t_j - \tau) \right]^2}{\sum_j y'_j \cos^2 \omega(t_j - \tau)} + \frac{\left[\sum_j y'_j \sin \omega(t_j - \tau) \right]^2}{\sum_j y'_j \sin^2 \omega(t_j - \tau)} \right) \quad (6)$$

$$y'_j = \frac{y_j - \bar{y}}{\bar{y}} \quad (7)$$

$$\tan 2\omega\tau = \frac{\sum_j \sin 2\omega t_j}{\sum_j \cos 2\omega t_j} \quad (8)$$

Resultados

Na comparação do erro ou ruído de interpolação no domínio do tempo, as técnicas praticamente se equivalem, mas a interpolação com *splines* cúbicas apresenta, em média, um resultado ligeiramente melhor que a técnica de Marvasti: 3,34% de erro para a interpolação com

splines, contra 3,36% do método Marvasti. A Figura 3 apresenta um gráfico com os resultados para cada sinal.

Já no domínio da Frequência, o método Marvasti apresentou resultados mais próximos dos obtidos com a técnica de Yen do que os conseguidos com a interpolação com *splines* cúbicas. Com o método de Marvasti, o erro foi de apenas 7,4% em média, contra 11,6% das *splines*. A Figura 4 apresenta um gráfico com os resultados para cada sinal.

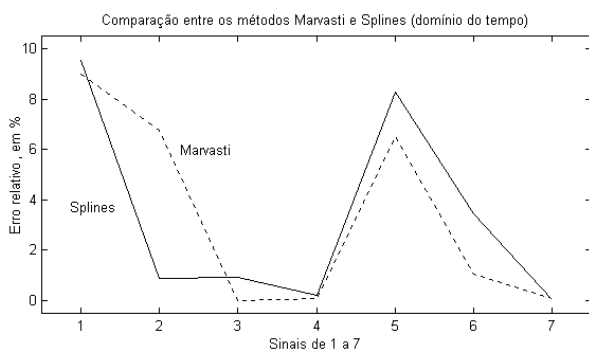


Figura 3 – Comparação entre as performances dos métodos Marvasti e *splines* no domínio do tempo, para sete sinais.

Ainda no domínio da frequência, testou-se também a eficiência do periodograma de Lomb-Scargle e do modelo auto-regressivo. O método de Lomb-Scargle teve uma performance ligeiramente melhor que a alcançada com a reconstrução por *splines* cúbicas, com um erro de 10,9% em média. Já a performance do modelo AR combinado com interpolação por *splines*, mostrou-se satisfatória, uma vez que o erro médio ficou em 12,9%. Nesse teste foi usado ordem 50 para o modelo AR, e taxa de amostragem de 4 Hz, com sinais de 5 minutos. A Tabela 1 apresenta, de forma sucinta, os resultados obtidos.

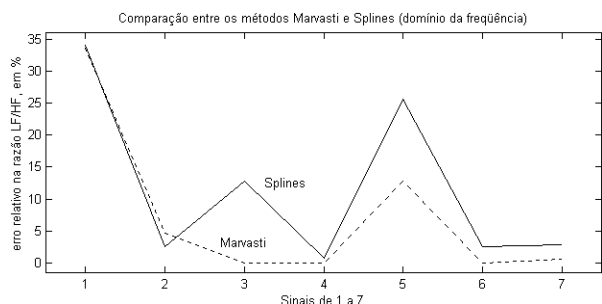


Figura 4 – Comparação entre as performances dos métodos Marvasti e *splines* no domínio da frequência, para sete sinais.

Um outro aspecto importante, avaliado neste trabalho, é a carga computacional de cada método. Os testes foram realizados em um computador pessoal com processador Pentium II 350 MHz e com 128 MB de memória RAM. Os

algoritmos foram implementados e executados em ambiente Matlab 5.3 para Windows. O tempo médio de execução nessas condições e o número médio de operações requerido por de cada técnica são apresentados na Tabela 2. Esses resultados correspondem a interpolação de sinais de 5 minutos, amostrados à taxa 4 Hz.

Tabela 1 – Erros relativos de cada técnica.

| | Tempo | Frequência |
|----------|-------|------------|
| Marvasti | 3,36% | 7,4% |
| Splines | 3,34% | 11,6% |
| Lomb | - | 10,9% |
| AR | - | 12,9% |

Tabela 2 – Carga computacional.

| | Execução | Operações |
|----------|------------|------------|
| Yen | 15 minutos | 4.10^9 |
| Marvasti | 10 minutos | $1,4.10^9$ |
| Splines | 1 segundo | 25.10^3 |
| Lomb | 5 segundos | 4.10^6 |

Discussão e Conclusões

No domínio do tempo, do ponto de vista de precisão, houve equivalência entre os métodos comparados. Tanto a interpolação com *splines* cúbicas quanto a técnica Marvasti apresentaram erro médio da ordem de 3% quando comparados aos sinais reconstruídos usando o método de Yen. Devido à altíssima complexidade computacional, a interpolação de Yen não é recomendada. Por outro lado, a técnica com *splines* cúbicas apresenta uma carga computacional muito baixa, e a interpolação é quase que instantânea. Assim, como sua performance é equivalente a do método de Marvasti, recomenda-se o uso das *splines*.

Já no domínio da frequência, o Marvasti se mostra mais eficiente que as *splines* cúbicas, assim como o periodograma de Lomb-Scargle. Porém, o erro acarretado pelas *splines* é muito pequeno e, pelo mesmo motivo, o modelo auto-regressivo também se mostrou uma boa aproximação ao espectro de potência obtido pela transformada de Fourier.

Tanto a interpolação com *splines* cúbicas quanto o modelo auto-regressivo são amplamente utilizados na análise espectral da variabilidade da frequência cardíaca. Com este trabalho, chegou-se à conclusão que esses métodos são de fato boas opções, dado a baixa complexidade computacional (no caso da interpolação por *splines*) e a facilidade de visualização dos picos no espectro de potência (no caso do modelo AR).

Agradecimentos

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

Referências

- Boor, C. (1978), *A Practical Guide to Splines*, New York: Springer-Verlag Press.
- Burr, R.L., Cowan, M.J. (1992), "Autoregressive Spectral Models of Heart Rate Variability," *Journal of Electrocardiology*, v. 25, p. 224-233.
- 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.
- Marvasti, F., Analoui, M., Gamhadzahi, M. (1991), "Recovery of Signals from Nonuniform Samples Using Iterative Methods," *IEEE Transactions on Signal Processing*, v. 39, n. 4, p. 872-878.
- Mateo, J., Laguna, P. (2000), "Improved Heart Rate Variability Signal from the Beat Occurrence Times According to the IPFM Model", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 47, n. 8, p. 985-996.
- Spacelabs, Inc. (1992), *Biophysical Measurement Series: Advanced Electrocardiography*, Redmond, WA: SpaceLabs, Inc.
- Strohmer, T. (1990), *Irregular Sampling - Frames and Pseudoinverse*, Tese de Mestrado, University of Vienna, Austria.
- 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*, v. 2, p. 1254-1255.
- Yen, J.L. (1956), "On Nonuniform Sampling of Bandwidth-Limited Signals," *IRE Transactions on Circuit Theory*, v. CT-3, p. 251-257.