

Comparação de técnicas de pré-processamento do RRI para estudo do HRV



Caio Luiz Candeias Flôres - 190134283

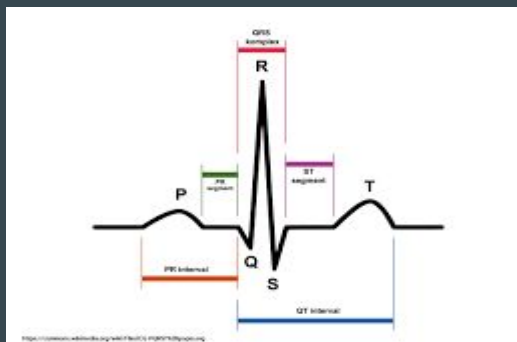
Felipe Carneiro da Motta - 200017616

João Pedro Daher Aranha - 190109742

Tópicos em Engenharia: Processamento de sinais biomédicos

Introdução

- Importância da reamostragem de um sinal fisiológico;
- Sinal estacionário x Sinal não-estacionário;
- Processo de pré-processamento: ECG para RRI;
- Características dos métodos de reamostragem utilizados.
- Métricas: áreas relativas (%) e densidade espectral de potência.



Objetivos

- Comparar três métodos de reamostragem do sinal de RRI.
 - Interpolação Linear
 - Interpolação Cúbica
 - Método de Berger
- Analisar os resultados gerados de *Power Spectral Density* (PSD) em termos de áreas relativas (%) seguindo o Modelo AR para todos os casos.
- Considerando as bandas de frequência (VLF, LF e HF), fazer a análise visual entre os valores de área em duas etapas.
 - Etapa 1: Comparar os valores de áreas de cada banda de frequência entre o indivíduo jovem e o adulto do mesmo grupo, obviamente a partir do mesmo método (métricas obtidas no CRSIDLab).
 - Etapa 2: Analisar um sinal RRI reamostrado com um sinal RRI não reamostrado (Raw RRI) e comparar as áreas relativas nas bandas de frequência.

Estratégias

- Utilizaram-se quatro pacientes (2 jovens e 2 adultos).
- O intervalo de tempo analisado foi o mesmo para todos do minuto 7 (2100 segundos) ao minuto 8 (2400 segundos), totalizando um intervalo de 5 minutos.
- Para a análise espectral e obtenção das áreas relativas, optou-se por utilizar o Modelo AR por causa da sua alta resolução da estimação espectral de séries temporais curtas (2).
- Comparar valores de área somente o mesmo método tanto para a Etapa 1, quanto para Etapa 2.

Procedimentos - Parte 1

- Para obter os valores de área relativa da PSD, utilizou-se o CRSIDLab.
- Seguindo o tutorial o respectivo software, aplicou-se o filtro de 60 Hz (“Notch Filter”) para o sujeito f2o02 e o filtro “Baseline Wander” para os demais sujeitos.
- Realizou-se a extração dos intervalos RRI via “Slow Algorithm”.
- Em seguida, reamostrou-se o respectivo sinal de RRI com uma frequência de 4 Hz.
- Por fim, obteve, na análise espectral, os valores das áreas relativas (%) para cada sujeito dos três métodos.

Procedimentos - Parte 2

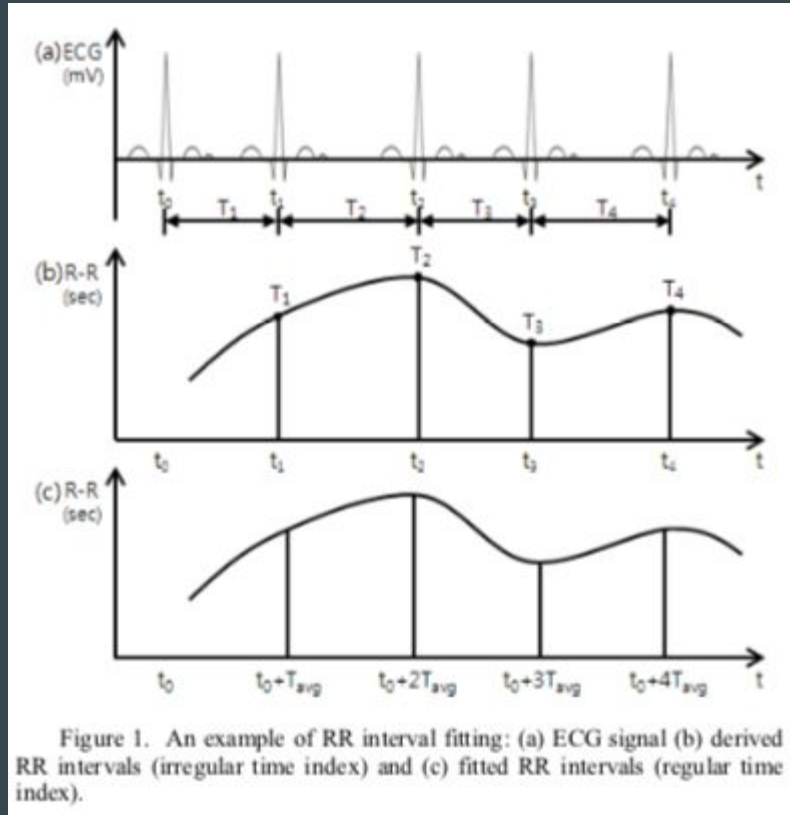
- Para obter o sinal de RRI não reamostrado, carregou-se as informações de cada paciente (mais detalhes no tutorial do CRSIDLab) e aplicou o “detrend”, a fim de obter o vetor de tempo e o vetor com dados do RRI.
- Para seguir a mesmo procedimento do software, mas agora a fim de obter a PSD do sinal de RRI antes de qualquer processo de reamostragem, utilizou-se a função “pyulear()”.
- O Modelo AR para esta etapa é de ordem 16 (4) com FFT de 512 pontos.
- Por fim, separam-se os valores obtidos de PSD inserido em cada banda de frequência, e, em seguida, calcularam-se as área relativas para cada respectiva banda.

Reamostragem

A reamostragem é o processo para adequar o sinal RR para operações no domínio da frequência.

A série temporal RR é uma série de eventos em que a sucessão de marcações é a soma cumulativa dos intervalos anteriores.

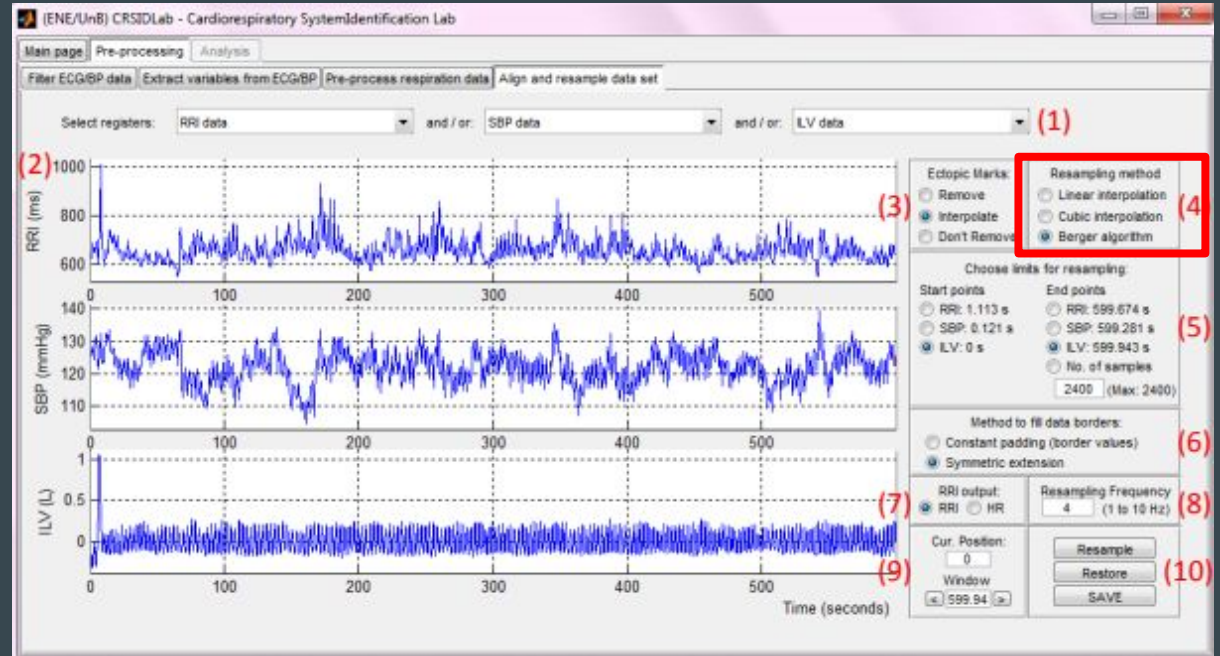
O capítulo 2 do livro "Heart Rate Variability (HRV) Signal Analysis CLINICAL APPLICATIONS " escrito pelo Tom Kuusela propõe valores práticos de reamostragem entre 2-5Hz.



Tipos de reamostragem

O CRSIDLab implementa 3 modos de reamostragem:

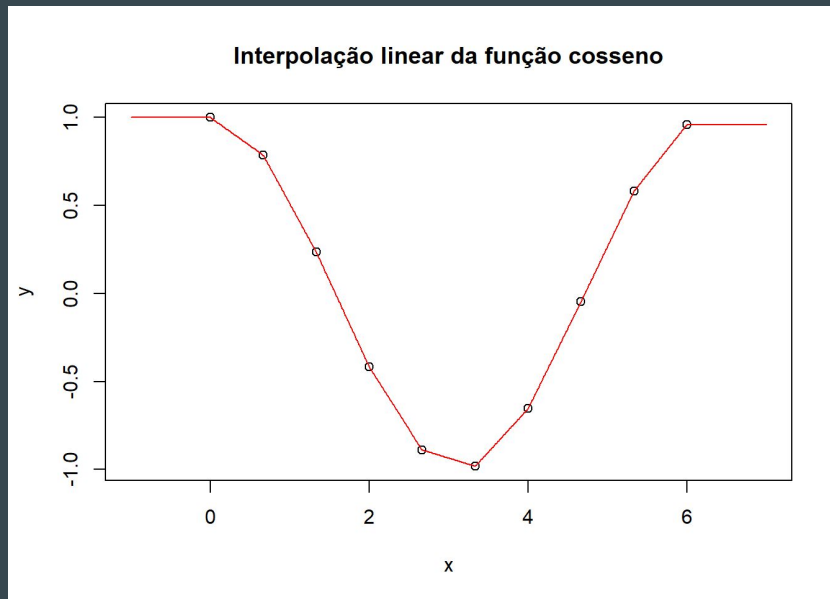
- Linear
- Cúbico
- Berger



Interpolação linear

A interpolação linear é um método que preenche o espaço vazio entre amostras com valores que correspondem a traçar uma linha reta entre as duas amostras adjacentes.

É possivelmente a forma mais simples de interpolação que se pode fazer com um sinal.



$$X_i = \frac{x_A - x_B}{a - b}(i - b) + x_B.$$

Interpolação cúbica

A interpolação cúbica por splines é um método muito adotado que representa uma precisão maior do que a interpolação linear, sem adicionar muita complexidade computacional.

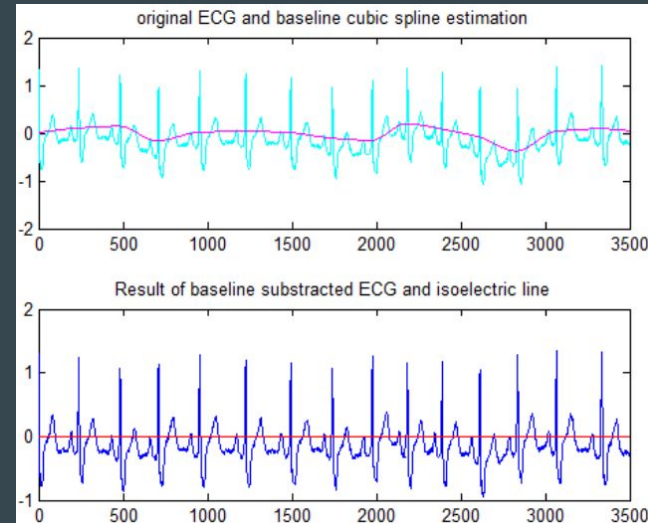
É garantido que as derivadas nas junções coincidam.

$$S_i(x) = \frac{z_{i+1}}{6h_i}(x-x_i)^3 + \frac{z_i}{6h_i}(x_{i+1}-x)^3 + \left(\frac{y_{i+1}}{h_i} - \frac{h_i}{6}z_{i+1}\right)(x-x_i) + \left(\frac{y_i}{h_i} - \frac{h_i}{6}z_i\right)(x_{i+1}-x) \quad (7)$$

Here, z_i is the solution of the simultaneous equations (8).

$$h_{i-1}z_{i-1} + 2(h_{i-1} + h_i)z_i + h_i z_{i+1} = 6(c_i - c_{i-1}), \quad z_1 = z_n = 0 \quad (8)$$

where $h_i = x_{i+1} - x_i$ and $c_i = \frac{y_{i+1} - y_i}{h_i}$.



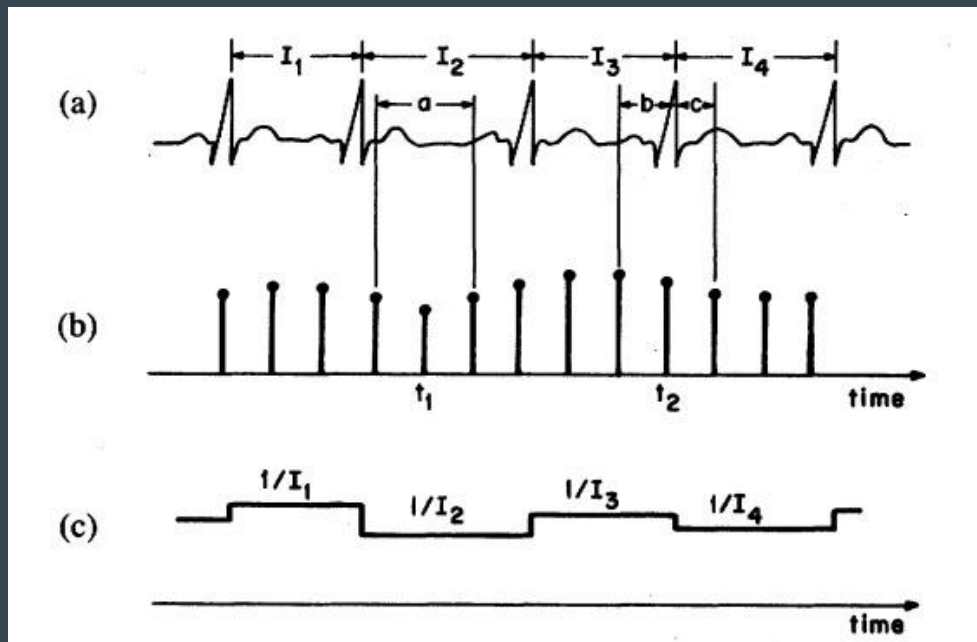
Método de Berger

O algoritmo de Berger faz a estimação do espectro do sinal de ECG para análise. Sua forma de estimação pode ser alcançada analisando a imagem ao lado.

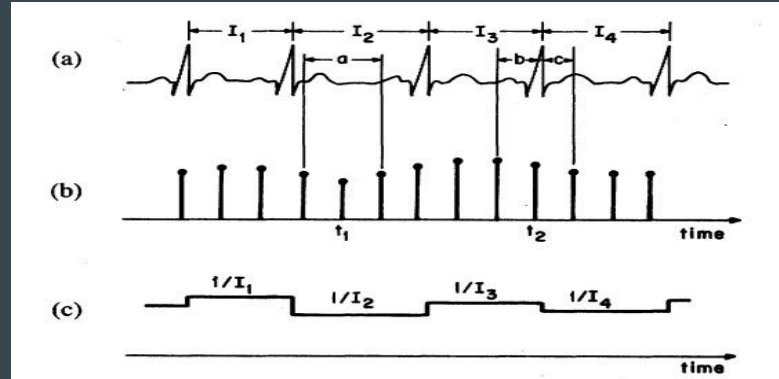
Em (a), temos um sinal de ECG.

Em (b), temos as amostras de frequência cardíaca determinadas usando o algoritmo de Berger.

Em (c), temos o sinal de frequência cardíaca instantânea. O valor de cada intervalo é inversamente proporcional à duração do intervalo.



Método de Berger - Continuação



A aquisição do sinal (b) se deu da seguinte forma:

Em t_1 , a amostra adquirida foi de valor: a/I_2

Em t_2 , a amostra adquirida foi de valor: $b/I_3 + c/I_4$

Ou seja, como podemos observar, o algoritmo se daria fazendo divisões entre intervalos de tempo, relacionando o tempo do intervalo de amostragem com o tempo do intervalo entre batidas do coração.

Comparação esperada - Etapa 1

- Como se tratam de sujeitos saudáveis, espera-se um percentual considerável para as áreas relativas na banda VLF para ambos. (PSD em VLF baixo mostrou-se associado com morte arritmica e desequilíbrios fisiológicos (6)).
- Esperam-se valores percentuais de área relativa da banda LF maiores nos indivíduos jovens (f2y02 e f2y03) em comparação aos indivíduos idosos, uma vez que esta banda está principalmente relacionada ao sistema parassimpático (PNS) e atividade do barorreflexo, apesar de ser influenciada pelo simpático também (SNS) (6).
- Do mesmo modo, esperam-se percentuais de áreas relativas da banda HF superiores nos sujeitos jovens (f2y02 e f2y03), já que esta banda reflete a atividade parassimpática (6), além de ser comumente denominada “respiratory band” porque está relacionada também a variações da frequência cardíaca a partir do ciclo respiratório.
- Como bem explicitado na referência (6), índices da variabilidade da frequência cardíaca tendem a decrescer com o avançar da idade principalmente entre a segunda e a terceira década de vida.

Resultados - Etapa 1

- Comparação entre sujeitos jovens e idosos do mesmo grupo:

	f2y02			f2o02		
	Linear	Cubic	Berger	Linear	Cubic	Berger
VLF (%)	55.603	51.562	53.572	70.270	63.641	67.114
LF (%)	26.591	25.506	25.964	16.579	15.686	16.352
HF (%)	17.806	22.932	20.464	13.151	20.673	16.534

	f2y03			f2o03		
	Linear	Cubic	Berger	Linear	Cubic	Berger
VLF (%)	51.017	38.512	60.844	59.099	51.001	54.049
LF (%)	20.132	14.075	15.750	19.329	17.582	19.761
HF (%)	28.850	47.413	23.406	21.572	31.416	26.190

Conclusões - Etapa 1

- Para o caso da VLF band, os sujeitos f2y02 e f2y03 (jovens) **não** obtiveram valores de percentual de área relativa maiores que os respectivos sujeitos idosos do mesmo grupo (f2o02 e f2o03), exceto no método de Berger.
- Na LF band, os sujeitos do grupo 2 (f2y02 e f2o02) seguiram a tendência esperada e o sujeito jovem obteve índices de área relativa superiores para os três métodos de reamostragem. Diferentemente no grupo 3, o sujeito jovem apresentou índices superiores apenas na interpolação linear.
- Por fim, analisando a HF band, os sujeitos do grupo 3 seguiram o que era esperado, sujeito jovem com índices superiores diante do idoso. No grupo 3, a tendência esperada também se manteve, exceto no método de Berger.

Comparação esperada - Etapa 2

- Os valores de percentuais de áreas relativas dos sinais reamostrados (para os três (3) métodos) são os mesmos analisados na Parte 1 obtidos no CRSIDLab.
- Para os sinais de RRI não reamostrados, esperam-se valores consideravelmente diferentes do CRSIDLab em termos de valores absolutos, apesar de ser esperados seguir um padrão.
- Nessa etapa, calcular a PSD do sinal de RRI não reamostrado não é uma prática totalmente adequada, uma vez o sinal de ECG e RRI são sinais fisiológicos não estacionários. A reamostragem, como mencionado nesta apresentação, é um dos métodos de considerar um intervalo de sinal aproximadamente estacionário a fim de aplicar as análises espectrais com a matemática de Fourier.
- Essa prática foi uma tentativa de obter um sinal de comparação para a inspeção e observar a incongruência no uso de Fourier para este caso, como mencionado na referência (3).

Resultados - Etapa 2

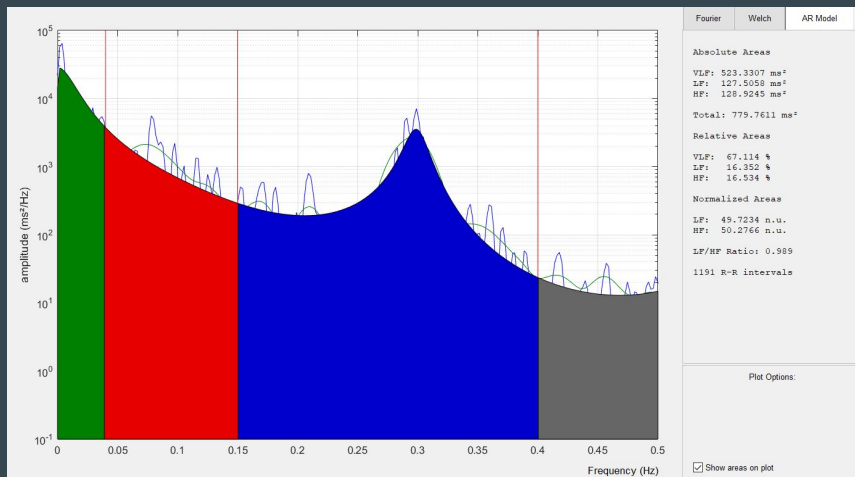
- Comparação entre áreas do RRI reamostrado e do não-reamostrado
- Sujeitos f2y02 e f2o02

	f2y02 - Reamostrado			f2y02 - Não reamostrado
	Linear	Cubic	Berger	-
VLF (%)	55.603	51.562	53.572	16.987
LF (%)	26.591	25.506	25.964	23.247
HF (%)	17.806	22.932	20.464	17.945

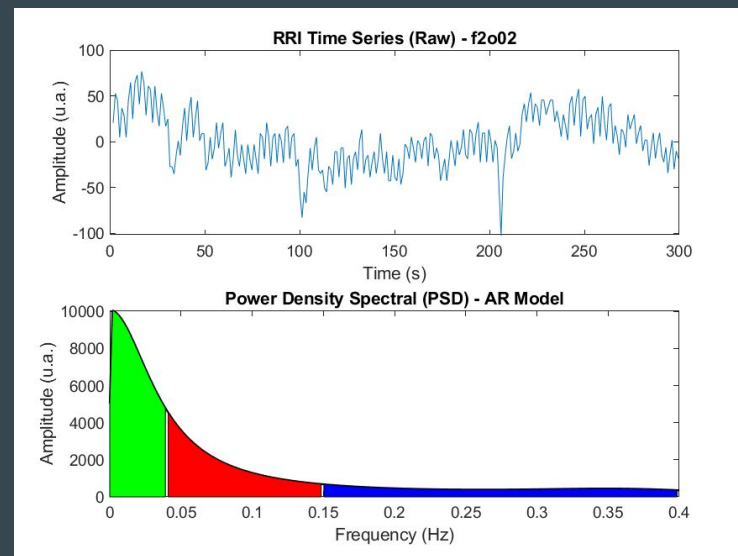
	f2o02 - Reamostrado			f2o02 - Não reamostrado
	Linear	Cubic	Berger	-
VLF (%)	70.270	63.641	67.114	35.820
LF (%)	16.579	15.686	16.352	23.137
HF (%)	13.151	20.673	16.534	13.107

Exemplo dos gráficos gerados

Usando o espectro do sujeito f2o02 como exemplo:



Análise no CRSIDLab - RRI reamostrado
(Modelo de Berger).



RRI não amostrado e seu PSD.

Resultados - Etapa 2

- Comparação entre áreas do RRI reamostrado e do não-reamostrado
- Sujeitos f2y03 e f2o03

	f2y03 - Reamostrado			f2y03 - Não reamostrado
	Linear	Cubic	Berger	-
VLF (%)	51.017	38.512	60.844	8.798
LF (%)	20.132	14.075	15.750	17.353
HF (%)	28.850	47.413	23.406	12.805

	f2o03 - Reamostrado			f2o03 - Não reamostrado
	Linear	Cubic	Berger	-
VLF (%)	59.099	51.001	54.049	3.741
LF (%)	19.329	17.582	19.761	15.956
HF (%)	21.572	31.416	26.190	15.452

Conclusões - Parte 2

- Os valores das áreas relativas para os sinais RRI não reamostrados foram distantes dos valores reamostrados como esperado e, como pode ser visto, não contemplam 100% do espectro (regiões de frequência ficaram dispersas - matemática de Fourier não encaixa).
- Diferente do esperado, a tendência de concentrar o maior percentual de área relativa na banda VLF não foi seguida.
- Métricas estatísticas, como *SL* e *number of leakage spectral components*, seriam abordagem mais interessantes de comparação, e, provavelmente, traria resultados mais condizentes com a análise do CRSIDLab.

Considerações finais

- A comparação realizada na Parte 1 evidenciou que, de fato, o fator idade é influenciador das métricas de variabilidade da frequência cardíaca.
- Entretanto, para obter correlações mais assertivas, é necessário analisar quanto mais sujeitos possível (espaço amostral maior).
- O melhor método de interpolação a ser seguido depende da situação, e todos possuem ampla aplicabilidade na literatura.
- Na parte 2, pode-se verificar a importância do “detrend” e da reamostragem nas análises espectrais. O sinal não reamostrado apresentou distorções nas áreas relativas.
- As métricas da HRV são alternativas melhores para comparação e o seu uso depende de cada objetivo e situação também.

Referências

1. Berger, R. D., Akselrod, S., Gordon, D., & Cohen, R. J. (1986). An Efficient Algorithm for Spectral Analysis of Heart Rate Variability. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-33(9), 900–904
2. Takalo, et al. Tutorial on Univariate Autoregressive Spectral Analysis, Journal of Clinical Monitoring and Computing (2006), 19(6):401-10.
3. Guimarães, H.N. and Santos, R.A.S.A comparative analysis of preprocessing techniques of cardiac event series for the study of heart rhythm variability using simulated signals.
4. Anita Boardman, Fernando Soares Schlindwein, Ana Paula Rocha, Argentina Leite. A study on the optimum order of autoregressive models for heart rate variability.
5. Morelli D, Rossi A, Cairo M, Clifton DA. Analysis of the Impact of Interpolation Methods of Missing RR-intervals Caused by Motion Artifacts on HRV Features Estimations.
6. Fred Shaffer and J. P. Ginsberg. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms.
7. Kuusela "Heart Rate Variability (HRV) Signal Analysis CLINICAL APPLICATIONS " .
8. Clifford "Quantifying Errors in Spectral Estimates of HRV Due to Beat Replacement and Resampling"