

Detecção de ondas de Mayer em dados não-regularmente amostrados utilizando o periodogramas de Lomb-Scargle

Victor Hugo de Souza S. Ragazzi
Universidade Federal de Viçosa
Departamento de Engenharia Elétrica
Viçosa, Brasil
victor.ragazzi@ufv.br

Leonardo Bonato Felix
Universidade Federal de Viçosa
Departamento de Engenharia Elétrica
Viçosa, Brasil
leobonato@ufv.br

Resumo—Este trabalho propõe o uso do método de decomposição de modo empírico (EMD) em conjunto com o periodograma de Lomb-Scargle (LS) para a identificação das ondas de Mayer, sendo oscilações de baixa frequência na pressão arterial. O método EMD-LS visa superar as limitações da Transformada de Fourier, que requer que o sinal seja amostrado periodicamente, e encontrar a melhor configuração de pré-processamento para detectar as ondas de Mayer em sinais ruidosos e com perda de dados. O trabalho apresenta os resultados obtidos com diferentes combinações de funções de modo intrínseco (IMF) e mostra que a combinação da média das IMF 1 e 2 obteve a maior acurácia de detecção, de 87,5%, no banco de dados de calibração. Além disso, o trabalho demonstra que o método EMD-LS foi eficaz e não apresentou diferença significativa em relação ao teste utilizando o banco de dados completo, mesmo com a remoção de 35% dos dados originais. O trabalho destaca a importância da detecção das ondas de Mayer, que podem fornecer informações relevantes sobre o estado do paciente e ser usadas em testagem de modelos do sistema barorreflexo neural.

Index Terms—Ondas de Mayer; Periodograma Lomb-Scargle; Decomposição de Modo Empírico; Baixa Frequência; Pressão arterial.

I. INTRODUÇÃO

Há um interesse específico na identificação das chamadas ‘ondas de Mayer’, sendo oscilações de baixa frequência na pressão arterial, durante as investigações sobre variações na pressão sanguínea. Este fenômeno corresponde a variações cíclicas ou ondas na pressão arterial, resultantes das oscilações nos sistemas de controle dos reflexos barorreceptores e quimiorreceptores [1]. Esses reflexos decorrem da atividade do sistema nervoso autônomo simpático, que desempenha um papel na regulação da pressão arterial. Essas ondas manifestam-se em diversas faixas de frequência, variando entre diferentes espécies. Nos seres humanos, elas ocorrem na faixa de 0,1 Hz [2], [3].

Pacientes com dispositivos de assistência ventricular (DAV) são ideais para a análise por apresentarem ondas de Mayer mais presentes, porém, a redução na pulsatilidade causada

pelo dispositivo aumenta a dificuldade de obter registros precisos e não invasivos da PA. A maioria dos dispositivos de medição de PA não invasivos (incluindo o usado no estudo) captura uma leitura de PA no pico do sinal de PA, o que significa que os dados são amostrados irregularmente. Além disso, a pulsatilidade reduzida observada em pacientes com DAV leva a uma altura de pulso de PA reduzida [1], o que significa que o dispositivo pode não conseguir identificar alguns dos picos, levando a pontos de dados ausentes. Geralmente pensamos que isso poderia significar poucos pontos perdidos, mas neste estudo existem pacientes com cerca de 60-80% de dados perdidos.

Visando identificar as ondas de Mayer, a Transformada de Fourier, sendo amplamente utilizada em diversas áreas devido à sua robustez e facilidade de implementação, poderia ser uma opção viável. No entanto, essa transformada pressupõe que o sinal a ser transformado seja periódico, o que nos leva a buscar outras alternativas. [4]. Estudos indicam que a interpolação do sinal pode ser uma solução viável para esse problema [5]. No entanto, é necessário realizar a interpolação corretamente, pois este método pode introduzir ruído no espectrograma do sinal, especialmente na faixa de baixas frequências, sendo onde as ondas de Mayer aparecem [6].

Na literatura científica, encontramos estudos que indicam que periodogramas, como, por exemplo, a metodologia de Lomb-Scargle (LS) ou o método de Welch podem ser mais eficazes que a Transformada de Fourier para sinais ruidosos de tacogramas [5], [7]. Na metodologia LS, os dados que variam ao longo do tempo são ponderados ponto a ponto, em vez de por tempo, eliminando assim a necessidade de reamostragem. Originalmente desenvolvido para aplicações astrofísicas, o periodograma de LS é um procedimento estabelecido para gerar um espectro de potência. Este espectro é utilizado para detectar e caracterizar os componentes periódicos de um sinal [8].

Diante da necessidade de detectar tal fenômeno em

sinais de pressão arterial com amostragem irregular, este estudo emprega a metodologia LS combinada a um pré-processamento já apresentado na literatura e utilizado neste contexto [7], [9]. Este pré-processamento é conhecido como Decomposição de Modo Empírico (EMD), um método que permite a decomposição de uma série temporal em componentes oscilatórios, denominados Funções de Modo Intrínseco (IMF) [10], [11].

A relevância do fenômeno das ondas de Mayer no corpo humano permanece em estudo contínuo. Embora suas origens ainda não estejam completamente compreendidas, pesquisas indicam que essas ondas desempenham um papel significativo no sistema biológico [2], [3]. Nesse contexto, o objetivo deste estudo é contribuir para a detecção dessas ondas, permitindo a validação de modelos relacionados ao sistema barorreflexo neural [1]. Espera-se que futuras investigações revelem melhor a importância desse fenômeno em nosso organismo. O desafio principal para a análise poder ser realizada, é em questão a identificação de baixas frequências no sinal de PA mesmo diante a uma perda massiva de dados que pode ocorrer.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

A. Dados

Os dados de pressão arterial foram obtidos a partir do EuroBaVar Dataset. Nesse estudo, voluntários participaram de duas sessões de gravação realizadas em uma sala silenciosa, com temperatura constante de 20 °C e luminosidade controlada. Durante cada sessão, os participantes foram monitorados por meio de sensores e eletrodos não invasivos, que registraram a pressão arterial de forma contínua. Além disso, foi solicitado aos participantes que evitassem falar e se mover durante as gravações, e eles não tinham acesso à tela do equipamento de exame.

A primeira sessão de gravação foi realizada com o participante em posição ereta, após um período de adaptação de 5 minutos. A segunda sessão foi realizada com o participante em posição supina, após um período de descanso de 10 minutos.

Os dados coletados foram armazenados em arquivos de texto ASCII, separados por tabulação, resultando em um total de 21 arquivos para cada tipo de posição. Cada arquivo foi identificado por um código alfanumérico, que indicava o número do participante e a posição (L para posição ereta e S para posição supina).

Neste banco de dados, constatou-se visualmente que os pacientes 4, 11, 14, 16 e 17 manifestaram as ondas de Mayer enquanto estavam em posição ortostática, enquanto os pacientes 5, 6, 7, 10 e 12 não apresentaram essas ondas durante a posição supina. Estes dados, então, foram utilizados na calibração do modelo.

B. Estratégias de Detecção

Nas seções subsequentes, procede-se a uma descrição mais detalhada das duas metodologias propostas para a detecção das ondas de Mayer. A primeira delas é o padrão-ouro, que consiste na aplicação da análise de Fourier em conjunto com métodos de interpolação. A segunda solução é o método EMD-LS. Cada uma dessas abordagens possui suas peculiaridades e eficácias, que serão discutidas e comparadas em detalhes nas próximas seções deste artigo.

1) *Modelo de Análise Visual*: No processo de identificação das ondas de Mayer, empregou-se uma abordagem conservadora visando garantir que a análise resultante estivesse livre de identificações incorretas. Esta abordagem consiste em uma análise visual conduzida pelos pesquisadores. A interpolação foi utilizada como uma ferramenta para preencher quaisquer lacunas nos dados. Adicionalmente, a análise foi complementada com a aplicação de uma Transformada de Fourier. Esta técnica permitiu a análise visual do espectrograma do sinal.

Para a interpolação, foi utilizado o método numérico conhecido como Spline. Este método visa aproximar funções dividindo o intervalo de interpolação em vários subintervalos. Em cada um desses subintervalos, ajusta-se um polinômio de baixo grau. Neste estudo, optou-se pela forma Spline cúbica, que emprega polinômios de terceiro grau em cada subintervalo. A escolha desta forma de interpolação, em detrimento da interpolação linear, resulta em uma suavização mais acentuada dos dados.

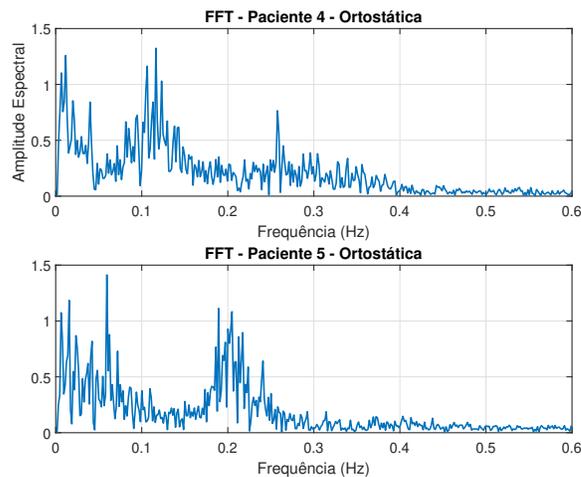


Figura 1. Aplicação da transformada rápida de Fourier aos dados com interpolação. O paciente 4 apresenta ondas de Mayer enquanto o paciente 5 não.

O passo adotado na interpolação foi de 0,66 segundos. Após a normalização dos dados, aplica-se uma Transformada Rápida de Fourier (FFT), resultando no espectrograma dos dados. A Figura 1 ilustra este espectrograma, especificamente

do Paciente 4 em posição ortostática e do Paciente 5 em posição supina. As respostas obtidas mediante esta análise, serão utilizadas como um gabarito para comparação das respostas obtidas pelo modelo proposto a seguir.

2) Modelo EMD-LS:

a) *Pré-processamento*: O método EMD é uma técnica que permite decompor um sinal não estacionário e não linear em um conjunto de funções de modo intrínseco (IMF) [7], [10], [11]. Estas, são oscilações simples com amplitude e frequência variáveis. Uma IMF é definida como uma função que satisfaz duas condições:

- O número de extremos (máximos e mínimos) e o número de cruzamentos de zero devem ser iguais ou diferir no máximo em um;
- A média dos envelopes superior e inferior, definidos pelos extremos locais, deve ser zero em todos os pontos.

O resíduo corresponde à parte do sinal que não pode ser decomposta em nenhuma IMF, ou seja, representa uma tendência ou uma constante. O método de decomposição de modo empírico pode extrair as componentes de baixa frequência dos sinais de pressão arterial ao aplicar um algoritmo iterativo que consiste nos seguintes passos:

- Identificar todos os extremos locais do sinal original;
- Interpolarm entre os máximos locais para obter o envelope superior, e entre os mínimos locais para obter o envelope inferior;
- Calcular a média dos envelopes superior e inferior, e subtrair do sinal original, obtendo uma possível candidata a IMF;
- Verificar se a candidata a IMF satisfaz as condições definidas, caso contrário, repetir os passos anteriores usando a candidata como sinal de entrada;
- Se a candidata a IMF satisfaz as condições, extrair essa componente do sinal original, obtendo um resíduo;
- Repetir o processo com o resíduo até que ele se torne uma tendência ou uma constante, ou até que o número de IMFs extraídas atinja um limite pré-definido.
- O resultado é uma decomposição do sinal original em um conjunto de IMFs e um resíduo, que podem ser somados para reconstruir o sinal original. As IMFs de ordem mais baixa correspondem às componentes de alta frequência do sinal, enquanto as IMFs de ordem mais alta correspondem às componentes de baixa frequência do sinal.

Neste estudo, foram testadas todas as variações de IMF, utilizando a IMF 1, 2 e 3 sozinhas e também as médias entre elas, para encontrar a combinação que apresente o pré-processamento com maior acurácia ao aplicar o banco de dados de calibração.

b) *Periodograma Lomb-Scargle*: O periodograma de Lomb-Scargle é um algoritmo para detectar e caracterizar sinais periódicos em dados amostrados irregularmente. Ele se baseia na ideia de ajustar uma função senoidal aos dados e calcular a potência do ajuste para cada frequência de

oscilação. A potência é uma medida de quão bem a função senoidal se adapta aos dados, e quanto maior a potência, maior a evidência de periodicidade [8].

O método sê uma generalização do espectro de potência de Fourier, que é aplicável apenas a dados uniformemente espaçados. O periodograma de Lomb-Scargle considera os tempos de observação dos dados e permite estimar a potência para frequências arbitrárias, sem a necessidade de interpolar ou preencher os dados.

Após a decomposição de modo empírico, os sinais de PA foram submetidos ao periodograma de Lomb-Scargle, utilizando uma frequência máxima de 0,4 Hz. As potências obtidas foram normalizadas por duas vezes a variância dos dados, a fim de evitar discrepâncias decorrentes das diferentes amplitudes das ondas de Mayer entre os indivíduos. Foi calculado um valor crítico que define o limiar de potência espectral, de modo que um pico acima deste valor tenha uma probabilidade de 1% de ser um pico de sinal verdadeiro e não o resultado de flutuações aleatórias. Para considerar que houve detecção de das ondas de Mayer, foi utilizado a banda de 0,08 — 0,13 Hz, que é próxima da frequência de 0,1 Hz, sendo esta a frequência onde o fenômeno aparece em humanos.

Finalmente, após a aplicação dos métodos descritos, será aleatoriamente retirado pontos dos dados e dessa forma, descobrir até onde as ferramentas utilizadas neste estudo consegue detectar as ondas de Mayer.

III. RESULTADOS

A Figura 2 apresenta as curvas IMFs decompostas em até 3 decomposições. Para definir quais decomposições seriam usadas para a análise completa dos dados, foi utilizado uma parte do banco de dados para teste para ajustar uma possível melhor combinação entre as curvas decompostas, utilizando as curvas sozinhas ou a média entre elas.

Aplicando cada configuração possível para a reconstrução do sinal como pré-processamento, foi utilizado o banco de dados para calibração de modo a analisar qual configuração resulta em uma melhor acurácia. Aplicando o periodograma de Lomb-Scargle, obteve-se os resultados apresentados na Figura 3. Com base nas análises anteriores, constatou-se que a composição 3, obtida pela média das IFMs 1 e 2, alcançou uma acurácia de detecção de 90% no banco de dados de calibração.

Prosseguindo com a análise, a composição 3 foi aplicada em todo o conjunto de dados. Posteriormente, utilizou-se o periodograma no conjunto de dados processado, resultando na geração da Tabela I. Esta tabela indica a presença ou ausência das ondas de Mayer em cada paciente, tanto para a avaliação visual quanto para a análise do modelo proposto. Através da comparação entre ambas, é possível avaliar a

IV. DISCUSSÕES

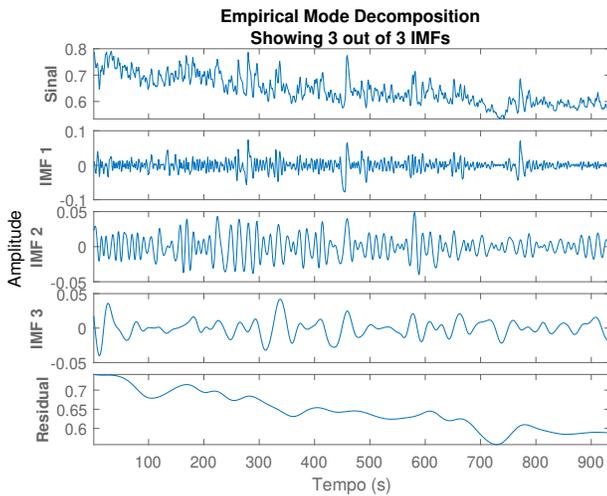


Figura 2. Decomposição de modo empírico apresentado até a terceira decomposição para reconstrução do sinal original.

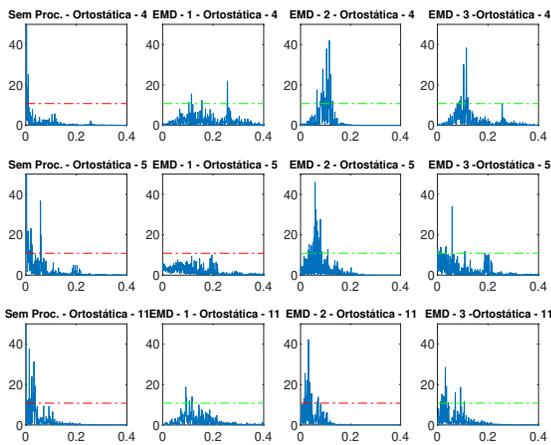


Figura 3. Aplicação do periodograma em grupo de 10 pacientes, a figura apresenta apenas 3 deste grupo. Os pacientes em posição ortostática possuem a presença de ondas de Mayer enquanto os em posição supina não possuem. A linha pontilhada representa o valor crítico de periodograma, em vermelho são os testes que não previram a presença de ondas de Mayer e as linhas verdes são as previsões presentes. O número ao final do título de cada gráfico corresponde ao número do paciente.

eficácia do modelo em identificar corretamente o fenômeno.

A Tabela II demonstra a eficácia do método testado ao diminuir a quantidade de dados utilizados nos testes. Utilizando o teste de McNemar, foi possível calcular que os resultados começaram a apresentar uma diferença significativa a partir da remoção de 35% do banco de dados original. Ou seja, os dados completos obtiveram a mesma eficácia que apenas 65% dos dados selecionados aleatoriamente obtiveram, com uma significância de 95%.

A Tabela I evidencia que ocorreram detecções positivas em 12 pacientes na posição ortostática e 10 detecções em pacientes na posição supina. Foi observado que alguns pacientes apresentaram picos na faixa de 0,1 Hz, no entanto, a origem desses picos foi difícil de determinar, pois não estava claro se eram causados pelo fenômeno em estudo ou por ruído. Esta afirmação pode ser observada na Figura 1.

No espectrograma resultante da análise de Fourier, apresentado na Figura 1, observa-se uma incerteza sobre a presença das ondas de Mayer que não pode ser assegurada no paciente 5. Esta incerteza é provavelmente atribuída ao ruído introduzido pelo método de interpolação empregado na faixa de frequência, que acaba por ocultar o pico associado a este fenômeno. No entanto, este pico pode ser detectado ao se examinar o espectrograma gerado pelo periodograma Lomb-Scargle do mesmo paciente, visto na Figura 3.

Na decomposição de modo empírico, observa-se que a primeira IMF corresponde às frequências mais altas, o que se reflete na segunda coluna da Figura 3, onde as potências do periodograma LS raramente cruzam o limiar estabelecido. Já a segunda IMF possui maior amplitude na faixa de frequência analisada, apresentando picos elevados nas potências do periodograma, que geram falsas detecções nos dados que não contêm verdadeiras respostas para esta frequência.

A solução de usar a média entre as duas IMFs surgiu como um equilíbrio entre as duas composições, reduzindo picos de resposta falsas e realçando os picos das respostas reais,

Tabela I
IDENTIFICAÇÃO DA PRESENÇA OU NÃO DE ONDAS DE MAYER NO BANCO DE DADOS. OS PACIENTES QUE APRESENTAM "*" SÃO AQUELES UTILIZADOS PARA A CALIBRAÇÃO DO MODELO.

Paciente	Modelo EMD-LS		Análise Visual FFT	
	Ortostática	Supina	Ortostática	Supina
1	Sim	Sim	Sim	Sim
2	Sim	Sim	Sim	Sim
3	Sim	Não	Sim	Não
4*	Sim	Sim	Sim	Sim
5*	Sim	Sim	Não	Não
6*	Não	Não	Não	Não
7*	Sim	Não	Não	Não
8	Sim	Não	Sim	Não
9	Sim	Não	Sim	Não
10*	Não	Não	Não	Não
11*	Sim	Não	Sim	Sim
12*	Não	Não	Não	Não
13	Não	Sim	Não	Não
14*	Sim	Sim	Sim	Sim
15	Não	Não	Não	Sim
16*	Sim	Não	Sim	Não
17*	Sim	Sim	Sim	Sim
18	Não	Não	Não	Sim
19	Sim	Sim	Sim	Sim
20	Não	Não	Não	Não
21	Sim	Não	Sim	Sim

Tabela II

DADOS QUE DEMONSTRAM A EFICIÊNCIA DO MODELO APLICADO CORRESPONDENTE À PERDA DE DADOS. NA TABELA SÃO APRESENTADOS OS VALORES DE ACURÁCIA, O VALOR DO TESTE ESTATÍSTICO UTILIZADO PARA VERIFICAÇÃO DE SIGNIFICÂNCIA DO MODELO APLICADO A DADOS FALTANTES E O VALOR F1-SCORE. OS DADOS QUE APRESENTAM "*" SÃO REFERENTES AQUELES COM DIFERENÇAS SIGNIFICATIVAS.

Perda de dados (%)	Nº de detecções: Ortostática	Nº de detecções em Supino	Acurácia (%)	Valor McNemar	F1-Score
Gabarito	12	10	100	1	1
0	14	8	81,8	0,25	0,818
5	14	8	81,8	0,25	0,818
10	14	9	81,8	0,25	0,800
15	14	8	81,8	0,25	0,818
20	11	8	77,3	0,5	0,829
25	10	8	72,7	0,25	0,800
30	12	7	72,7	0,25	0,781
35	12	7	68,2	0,0625	0,732
40*	9	4	45,5	0,03125	0,571
45	8	5	50	0,0625	0,629
50*	8	4	31,8	>0,01	0,412
55*	5	3	27,3	>0,01	0,400
60*	4	5	27,3	>0,01	0,387
65*	5	2	27,3	>0,01	0,414
70*	2	1	9,1	>0,01	0,160

resultando em uma acurácia de 90% do teste no banco de dados de calibração.

Para o cálculo do limiar do periodograma de LS, utilizou-se uma taxa de falsos-positivos de 1%. Esse valor pode justificar a baixa detecção de ondas de Mayer em pacientes na posição supina, pois, um limiar alto reduz a probabilidade de falsos positivos, mas diminui a sensibilidade da detecção.

Além disso, deve-se considerar que a pressão arterial dos pacientes em posição ortostática pode se elevar em função da gravidade, o que pode aumentar a amplitude de ondas de baixas frequências, tornando-as mais visíveis nessa posição.

Os métodos foram aplicados nos dados com perda aleatória de pontos, com uma progressão de perda de 5-5% até que as ondas de Mayer não pudessem mais ser determinada nos dados. Essa análise é mostrada na Tabela II.

Para os dados incompletos, realizou-se o teste de McNemar usando os dados completos como referência. Os resultados apresentaram diferenças significativas somente após a perda de 35% do total de dados, onde se observa que, o método passou de 22 para 19 detecções, resultando em 13% a menos de acurácia. Além disso, é importante notar que o F1-score se mantém acima de 0,7, um valor relativamente alto, especialmente para aplicações que ainda são significativamente semelhantes. Esses achados indicam que o método continua sendo eficaz mesmo quando há uma perda considerável de dados.

No entanto, as ondas de Mayer ainda puderam ser previstas usando somente 30% dos dados completos, para uma quantidade menor de dados, isso não foi mais viável.

V. CONCLUSÕES

Com a detecção das ondas de Mayer (ondas de baixa frequência) no monitoramento de PA, é possível identificar o uso de DAV, ou até patologias no indivíduo como a falta de pulsatilidade. Mesmo que as consequências das ondas de Mayer não estejam bem definidas na atual literatura, suas causas são definidas [2], [3] e podem trazer informações sobre condições importantes do paciente [12], [13] ou até verificações de modelos do sistema barorreflexo neural [1].

Mesmo que com essa gama de possibilidades de possíveis revelações diagnósticas e prognósticas, as análises de frequência cardíaca não possui grandes aplicações práticas. Seja por conta do tempo gasto no traçado de tacogramas e cardiogramas, ou até mesmo pela dificuldade de compreender os resultados, que demandam uma carga interdisciplinar, saindo do escopo clínico usual [7].

Destaca-se que, em comparação com a metodologia de análise visual empregada, o modelo EMD-LS demonstrou um desempenho notável. Este modelo apresentou altos índices de acurácia e F1-Score, mesmo após a remoção de uma grande parte do conjunto de dados. Além disso, o espectrograma gerado pelo modelo EMD-LS proporciona uma visualização mais nítida, pois, este não se baseia em métodos de interpolação, responsáveis por adicionar ruído nas faixas de frequências de interesse deste estudo. Portanto, a ausência de tais métodos de interpolação no modelo EMD-LS contribui para a clareza e a precisão dos resultados obtidos.

Contudo, a faixa de frequência na qual as ondas de Mayer se manifestam em cada ser varia conforme características fisiológicas específicas, incluindo o tamanho do indivíduo. É notável que em roedores, por exemplo, essas ondas apresentam uma frequência de 0,4Hz. Em seres da mesma espécie, pode-se observar uma variação significativa. Neste

estudo, abordou-se uma faixa de frequências grande, na tentativa de generalizar a ocorrência para seres de todos os tamanhos. No entanto, é importante que estudos futuros realizem um ajuste mais preciso na faixa de frequência para cada indivíduo.

Com as ferramentas propostas, o presente estudo visa viabilizar a aplicação destes métodos no contexto clínico para análises mais profundas acerca dos possíveis diagnósticos que possam ser interpretados de dados obtidos em triagens de PA.

VI. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS

- [1] John V. Ringwood. Understanding the interplay between baroreflex gain, low frequency oscillations, and pulsatility in the neural baroreflex. *Biocybernetics and biomedical engineering*, 2020.
- [2] Claude Julien. The enigma of mayer waves: Facts and models. *Cardiovascular Research*, 2006.
- [3] Claude Julien. An update on the enigma of mayer waves. *European Society of Cardiology*, 2019.
- [4] Kai Li. Spectral analysis of heart rate variability: Time window matters. *Frontiers in Neurology*, 2019.
- [5] Amina Tihak. Explorative evaluation of heart rate variability spectral analysis approaches. *IEEE*, 2022.
- [6] Davide Morelli. Analysis of the impact of interpolation methods of missing rr-intervals caused by motion artifacts on hrv features estimations. *Sensors*, 2019.
- [7] Jill Stewart. Application of the lomb-scargle periodogram to investigate heart rate variability during haemodialysis. *Journal of Healthcare Engineering*, 2020.
- [8] Jacob T Vander Plas. Understanding the lomb–scargle periodogram. *The Astrophysical Journal Supplement Series*, 2018.
- [9] G. Han. Electrocardiogram signal denoising based on empirical mode decomposition technique: an overview. *IOP Publishing Ltd and Sissa Medialab*, 2017.
- [10] Edmundo Pereira de Souza Neto. Empirical mode decomposition to assess cardiovascular autonomic control in rats. *Fundamental Clinical Pharmacology*, 2007.
- [11] Ahmet Mert. Detrended fluctuation thresholding for empirical mode decomposition based denoising. *Digital Signal Processing*, 2014.
- [12] Hidekatsu Fukuta. Prognostic value of heart rate variability in patients with end-stage renal disease on chronic haemodialysis. *Nephrol Dial Transplant*, 2003.
- [13] Barnas MG. Hemodynamic patterns and spectral analysis of heart rate variability during dialysis hypotension. *J Am Soc Nephrol*, 1999.