

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
ENGENHARIA ELÉTRICA

LUÍS PAULO NALLIN DE OLIVEIRA

**COMPARAÇÃO ENTRE FAMÍLIAS DE *WAVELETS* NA AVALIAÇÃO
DE FADIGA MUSCULAR USANDO SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CORNÉLIO PROCÓPIO
2017

LUÍS PAULO NALLIN DE OLIVEIRA

COMPARAÇÃO ENTRE FAMÍLIAS DE *WAVELETS* NA AVALIAÇÃO DE FADIGA MUSCULAR USANDO SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado à disciplina Trabalho de Conclusão de Curso 2, do curso de Engenharia Elétrica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Rogério Scalassara.

Coorientador: Prof. Dr. Wagner Endo.

CORNÉLIO PROCÓPIO
2017



Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Cornélio Procópio
Departamento Acadêmico de Elétrica
Curso de Engenharia Elétrica



FOLHA DE APROVAÇÃO

Luís Paulo Nallin de Oliveira

Comparação entre famílias de Wavelets na avaliação de fadiga muscular usando sinais de eletromiografia

Trabalho de conclusão de curso apresentado às 18:00hs do dia 14/06/2017 como requisito parcial para a obtenção do título de Engenheiro Eletricista no programa de Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. O candidato foi arguido pela Banca Avaliadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Avaliadora considerou o trabalho aprovado.

Prof(a). Dr(a). Paulo Rogério Scalassara - Presidente (Orientador)

Prof(a). Dr(a). Wagner Endo - (Coorientador)

Prof(a). Dr(a). María Eugenia Dajer - (Membro)

Prof(a). Dr(a). Danilo Hernane Spatti - (Membro)

AGRADECIMENTOS

De início asseguro que estas palavras não comportarão muitas das pessoas as quais fizeram parte deste período, desta maneira peço desculpas e agradeço por toda ajuda durante esta jornada.

Agradeço ao Professor Dr. Paulo Rogério Scalassara, pela oportunidade há alguns anos atrás de poder iniciar uma caminhada no universo das pesquisas. Estendo também meu obrigado ao Professor Dr. Wagner Endo pela parceria nesta reta final afim de concluirmos este trabalho e também agradeço a todos os docentes e comunidade acadêmica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) pelo desempenho e trabalho durante estes anos.

Volto meus agradecimentos a todos os amigos que conquistei durante esta jornada nas desconhecidas terras do Paraná. Taise, Lucas, Guilherme, Yann, Guilherme Viegas, Thales, Victor, Diego entre vários outros os quais nos juntamos para enfrentar as belezas e tristezas da vida universitária. Durante esta jornada, agradeço também aos meus amigos do intercâmbio, onde em terras distantes, fez-se família, com união e amor, onde seguramente tornaram os meus dias de *homesick* superáveis. Obrigado, Egon, Ana, Fernanda, Bruno, Raysa, Ingrid, William, Hinata, Tiago, Gabi, Luiza e tantos outros. Falando de amigos, não poderia deixar meus grandes amigos de minha terra natal, obrigado a todos vocês, de maneira especial me dirijo aos que foram nascidos em novembro, Flávia e Maurício, obrigado pelas horas de desabafo ao telefone e muito mais. Por fim, nada disso seria palpável sem o extraordinário amor e sacrifício da minha família, que se alegrou e festejou em cada pequeno objetivo alcançado fazendo disso uma festa, e que também esteve sofrendo comigo em todo e qualquer momento de tristeza, frustração e dificuldade, tenho certeza que nestes momentos nunca, nem por um segundo, estive sem vocês. Meu muito obrigado a toda a minha família, especialmente para minha mãe Cida, meu pai Cido, minha irmã Patrícia e a minha sobrinha Alice.

RESUMO

OLIVEIRA, Luís Paulo Nallin de. **Comparação entre famílias de *Wavelets* na avaliação de fadiga muscular usando sinais de eletromiografia.** 2017. 52 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Engenharia Elétrica. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Cornélio Procópio, 2017.

Métodos de processamento de sinais apresentam diversas aplicações nas mais distintas áreas, tais como, prevenção de falhas de motores elétricos, monitoramento de atividades bioelétricas na cavidade craniana entre outros. Dessa maneira, os sinais de eletromiografia são provenientes de uma técnica não invasiva de coleta de sinais biológicos. Com ênfase no tratamento do sinal coletado por eletrodos superficiais, neste trabalho, analisa-se sinais de EMG em exercícios dinâmicos para identificação da fadiga muscular através da frequência mediana do sinal, de maneira a contribuir para o rendimento de treinamento de atletas. Para análise deste sinal, ressalva-se como ferramenta a Transformada *Wavelet*., que, por sua vez, possui diversas funções bases (*wavelets* mães). Por fim, este estudo tem como propósito definir a melhor *wavelet* mãe (função base desta transformada) para sinais de EMG provenientes de exercícios dinâmicos.

Palavras-chave: Eletromiografia. Transformada *Wavelet*. Frequência mediana. Fadiga muscular.

ABSTRACT

OLIVEIRA, Luís Paulo Nallin de. **Comparison of Wavelet families in the evaluation of muscle fatigue using electromyography signals**. 2017. 52 f. Course competition assignment (Undergraduate) – Electrical Engineering. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Cornélio Procópio, 2017.

Methods of processing signals have several applications in the most different areas such as prevention of electric motors failures, medicine, monitoring of bioelectric activities in the brain and others. Electromyography signs (EMG) are coming from a non-invasive collection of biological signals. This paper is focused in EMG signals analysis in dynamic exercises, based on a non-invasive method to collect the EMG signals, to contribute to the efficiency of training athletes. EMG analysis of signals will be done based on the tool called Wavelet Transform. This study aims to improve the analysis of EMG signals from the Wavelet Transform, this tool is composed by many base functions (mother wavelets). To conclude, the purpose of this study will be achieved by the definition of the best mother wavelet (function basis of this transform) to EMG signals from dynamic exercises.

Keywords: Electromyography. Wavelet Transform. Average Frequency. Muscle Fatigue.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Variação de Potencial da Membrana	11
Figura 2 – Demonstração da geração do potencial do neurônio motor	12
Figura 3 – Demonstração da diferença entre a fadiga metabólica e a fadiga contrátil	15
Figura 4 – Janelas de análise propiciada pela STFT	18
Figura 5 – Janelas de análise propiciada pela CWT	19
Figura 6 – Forma da <i>wavelet</i> da família <i>Daubechies 2</i>	20
Figura 7 – Figura 7– Forma da <i>wavelet</i> da família <i>Daubechies 4</i>	21
Figura 8 – Forma da <i>wavelet</i> da família <i>Daubechies 7</i>	21
Figura 9 – Forma da <i>wavelet</i> da família <i>Symlets 2</i>	22
Figura 10 – Forma da <i>wavelet</i> da família <i>Symlets 5</i>	22
Figura 11 – Forma da <i>wavelet</i> da família <i>Coiflets 4</i>	23
Figura 12 – Esquemático de Filtros de Quadratura.....	24
Figura 13 – Eletromiograma de 8 canais TeleMyo 2400t TG2.....	25
Figura 14 – Sinal EMG da musculatura reto femoral, vasto medial e vasto lateral.....	26
Figura 15 – Exemplo do <i>burst</i> para sinal EMG da musculatura vasto lateral.....	26
Figura 16 – Sinal mostrando a frequência média utilizando a db8.....	27
Figura 17 – Sinal evidenciado a consistência e proximidade dos pontos de frequência mediana a reta referente ao EIFM.....	28
Figura 18 – Sinal evidenciado a inconsistência e não proximidade dos pontos de frequência mediana a reta referente ao EIFM.....	29
Figura 19 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a db 2 para o voluntário em análise.....	30
Figura 20 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a db 4 para o voluntário em análise.....	31
Figura 21 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a db 7 para o voluntário em análise.....	31
Figura 22 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a bior 5.5 para o voluntário em análise.....	32
Figura 23 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a rbio 2.2 para o voluntário em análise.....	32
Figura 24 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a sym2 para o voluntário em análise.....	33
Figura 25 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a sym5 para o voluntário em análise.....	33
Figura 26 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a coif4 para o voluntário em	34

análise.....

**Figura 27 – Média percentual do índice de erro de interpolação de primeiro grau com o
respectivo desvio padrão**

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 ANÁLISE DO SINAL EMG.....	12
2.1 FADIGA MUSCULAR.....	15
3 ESTUDO DAS VANTAGENS DA TRANSFORMADA <i>WAVELET</i> EM RELAÇÃO A TRANSFORMADA DE FOURIER	17
4 METODOLOGIA	26
5 RESULTADOS.....	31
5.1 ANÁLISE DA FREQUÊNCIA MEDIANA	31
5.2 ANÁLISE E COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DAS FAMÍLIAS DE <i>WAVELETS</i>	36
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	40
REFERÊNCIAS.....	42
APÊNDICE A	44

1 INTRODUÇÃO

O sinal de eletromiografia (EMG) é o resultado da soma de impulsos elétricos em músculo, tendo como método de aquisição de sinal um procedimento não-invasivo de coleta de sinais biológicos da musculatura do sistema nervoso somático. Estes sinais são observados a partir da diferença de potencial existentes nas fibras motoras musculares as quais estruturam as unidades motoras (DE LUCA et al, 2006). A eletromiografia de superfície possibilita a coleta dos sinais EMG sem cortes, perfurações ou qualquer desconforto no indivíduo proporcionando a visualização do comportamento elétrico existente nas membranas elétricas excitáveis por meio de eletrodos instalados na superfície da pele.

Como o sinal de EMG, existem também os sinais de EEG (Eletroencefalograma) e ECG (Eletrocardiograma) os quais podem, analogamente ao sinal EMG, ser obtidos de maneira não-invasiva. O EEG tem como definição o surgimento de uma atividade bioelétrica nos terminais nervosos existentes na cavidade craniana (TURNER, 1971). Já o coração tem a sua atividade mecânica controlada por impulsos elétricos, sendo que estes podem ser detectados sobre a superfície do corpo. Isso caracteriza umas das mais importantes aplicações para a coleta de sinal não-invasiva a fim de se diagnosticar patologias cardíacas (CAPARELLI, 2007).

Como consequência de uma técnica não invasiva, obtêm-se do sinal EMG informações com qualidade inferior ao sinal obtido de maneira invasiva. Isso se dá ao fato de existir uma distância entre a origem do sinal que ocorre no músculo e a efetiva coleta do sinal que ocorre na superfície da pele. Em decorrência a esta distância, sinais emitidos por músculos existentes ao redor do músculo em análise produzem componentes do sinal que se somam ao sinal do músculo de interesse. Há também um efeito de filtro passa-baixa do sinal permitindo a passagem apenas de baixas frequências (ZOURIDAKIS; MOORE, 2003).

A coleta deste sinal tem torna possível a verificação da frequência mediana, frequência que divide a energia do sinal em duas partes iguais, pois, a diminuição deste fator implica no decaimento do rendimento muscular, ou seja, a identificação da fadiga muscular do músculo em análise (MANNION, 1996). A fadiga muscular pode ser definida de uma maneira geral como a diminuição da capacidade,

ou até mesmo a incapacidade de um músculo em desenvolver uma desejada força (ENOKA; STUART, 1992).

Como observado, é substancial a necessidade de melhorar a análise do sinal EMG haja visto que, neste caso, esse caracteriza-se por uma coleta não invasiva, tornando seu uso praticável para coleta de sinais em atividades dinâmicas, como o que será visto neste trabalho. Tais atividades estão presentes na medicina esportiva, setor onde o crescimento em tecnologias vem transportando atletas além do que era considerado o limite do corpo humano, a evolução deste contexto esportivo e o método não invasivo são fatores justificam este trabalho (CAPARELLI, 2007).

Dentre os métodos de análise de sinais de EMG, sobressaem-se a Transformada de Fourier e a Transformada *Wavelet*, entretanto, conforme (BIGLIASSI; SCALASSARA; KANTHACK; MORAES; ALTIMARI, 2014), concluiu-se que, para análise de exercícios dinâmicos em um ciclo ergonômetro, a Transformada *Wavelet* proporcionou melhores resultados quando comparada com a Transformada de Fourier.

Desta maneira, a principal contribuição deste trabalho é definir a melhor *wavelet* mãe para análise de sinal EMG para exercícios dinâmicos, tais como o 20 km de corrida contra o relógio em um ciclo-ergômetro por 20 km. Conseqüentemente, para alcançar tal objetivo, metas intermediárias foram definidas, sendo estas: a avaliação de uma sequência de sinais por diferentes *wavelets* mães, o tratamento estatístico dos resultados da frequência mediana para cada *wavelet* mãe utilizada, e, por fim, a comparação entre os resultados obtidos e dissertar sobre estes com o propósito de validar a proposta experimental de identificar a melhor *wavelet* mãe para se analisar sinais de EMG em exercícios dinâmicos.

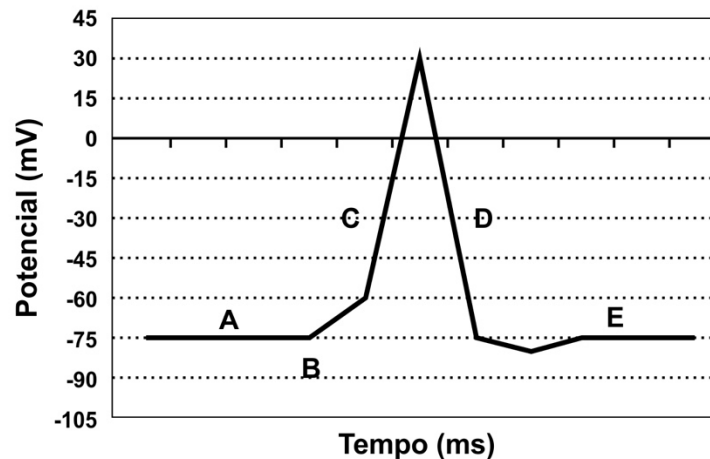
As próximas seções do trabalho são organizadas de forma que no Capítulo 2, apresenta-se uma revisão bibliográfica dos sinais EMG e suas aplicações, em sequência, no Capítulo 3 há a descrição da Transformada *Wavelet* Contínua e suas aplicações juntamente com uma comparação breve entre a Transformada *Wavelet* Contínua com a Transformada de Fourier. No Capítulo 4, é apresentado a origem do banco de dados do projeto, a caracterização do sinal de EMG e a exemplificação o erro de interpolação de primeiro grau (EIFM). Na seção seguinte, Capítulo 5, são discutidos os resultados de acordo com o processamento de todas as *wavelets* aplicadas para cada sinal de todos os voluntários. Durante o

Capítulo 6 são realizadas as considerações finais e, por fim, de maneira a evidenciar os dados gerais computados neste trabalho, o Apêndice A ilustra os dados coletados para cada voluntário utilizados para estas análises.

2 ANÁLISE DO SINAL EMG

Considera-se primordial o esclarecimento da origem biológica deste sinal e como este é resultado de uma soma algébrica dos potenciais de diversas unidades motoras. Por fim, será realizada a justificativa de se utilizar o decaimento da frequência mediana como índice de fadiga muscular. Sendo assim, o sinal EMG é aferido de acordo com a contração de uma fibra muscular a qual foi excitada através do potencial de ação proveniente de um neurônio motor. O sistema nervoso é dividido em parte sensitiva e parte motora e tem por finalidade realizar o controle rápido das funções orgânicas. Todas as funções de coleta de informações e condução de impulsos ocorrem por intermédio da mudança de potencial da membrana do neurônio, provenientes do denominado transporte passivo e pelo transporte ativo de íons, sendo assim gerado o impulso nervoso, ou, potencial de ação (DE LUCA e BASMAJIAN, 1985).

A variação do potencial da membrana pode ser analisada como ilustrado na Figura 1. O processo inicia-se com a despolarização onde há um estímulo sobre o neurônio, aumentando assim sua permeabilidade ao sódio, a movimentação de sódio (Na^+) para o interior da célula faz com que o potencial se torne positivo. Em seguida, tem-se a repolarização, fazendo com que a membrana retorne ao seu estado de potencial negativo natural. Tal processo provém do transporte ativo de sódio para o exterior da membrana e de potássio para o interior da mesma. Consequentemente, a membrana retorna para condições onde está pronta para receber estímulos novamente (RICCIOTTI, 2016) (PERALTA et al., 2007).



- A - Potencial de repouso
- B - Estímulo Limiar
- C - Potencial de ação
- D - Repolarização
- E - Potencial de repouso

Figura 1 – Variação de Potencial da Membrana.
Fonte: Peralta et al. (2007).

O sistema nervoso é dividido entre o sistema que controla as funções vitais, sistema nervoso autônomo, e o sistema que controla os músculos esqueléticos, sistema nervoso somático, os quais definem as ações voluntárias e involuntárias. Dentro do sistema nervoso somático, os neurônios são classificados de acordo com suas funções: neurônios bipolares e pseudobipolares para funções sensitivas e neurônios unipolares para funções motoras e de associação (PERALTA et al., 2007). Para a análise do sinal EMG, será enfatizada a descrição do sistema muscular esquelético, o qual faz parte das funções motoras de um indivíduo.

As fibras musculares compõem os fascículos musculares que, por sua vez, compõem o músculo esquelético. A ativação do músculo esquelético é iniciada pelo neurônio motor, este transmite impulsos nervosos que desencadeiam a sequência de contração muscular. As fibras musculares são excitadas através do neurônio motor e são responsáveis pela movimentação do músculo. Um mesmo neurônio motor estimula diversas fibras musculares diferentes. Destaca-se que, nas musculaturas com movimentos mais finos, um mesmo neurônio motor controla poucas fibras musculares. Por outro lado, em musculaturas com movimentos menos precisos, um mesmo neurônio possui uma grande quantidade de fibras musculares. O conjunto entre neurônio motor e fibras musculares no sistema nervoso é

denominado unidade motora, ou, MUAP (*Motor Unit Action Potential*) (PERALTA et al., 2007).

Na Figura 2, o sinal MUAP é o resultado da soma dos potenciais existentes em cada fibra muscular. Cada MUAP tem uma duração entre 2 ms e 10 ms e amplitudes de sinal entre 100 μ V e 2 mV (RICCIOTTI, 2016).

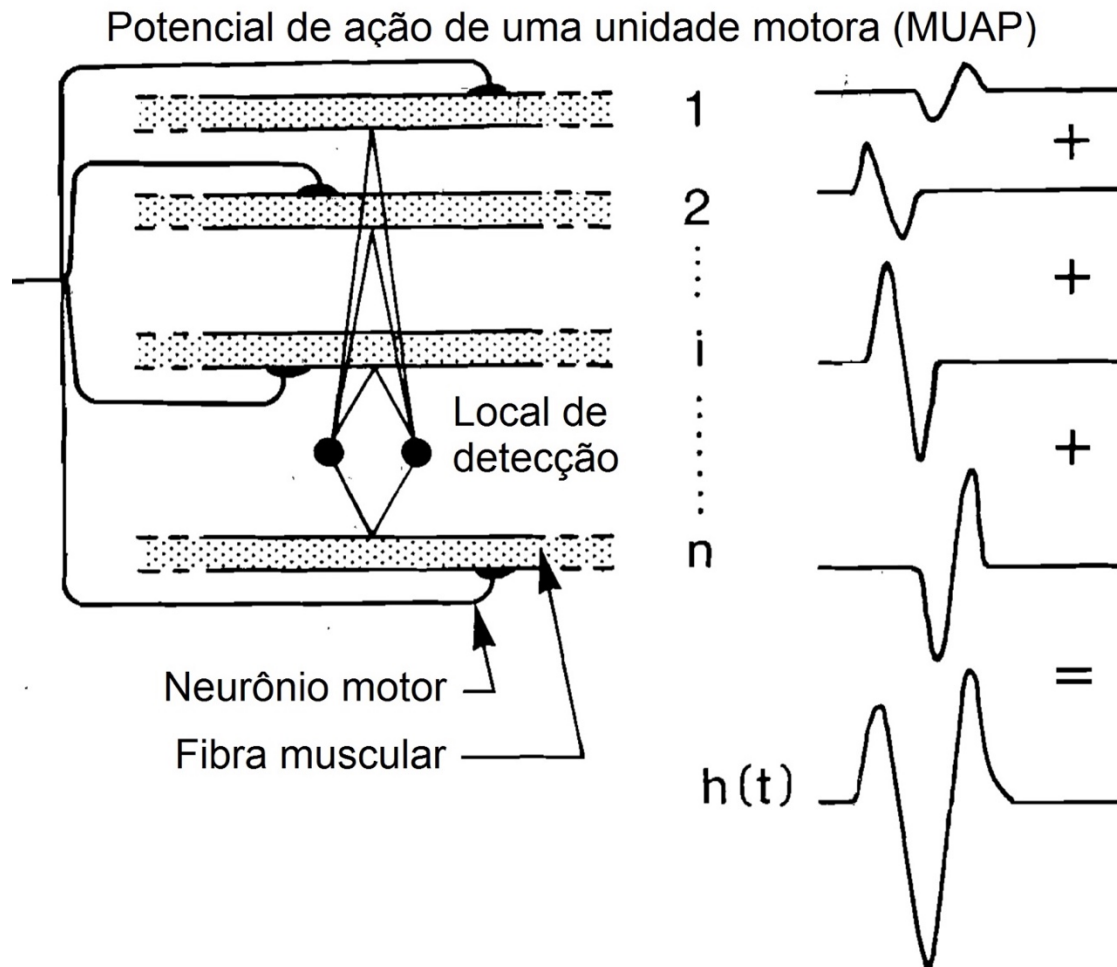


Figura 2 – Demonstração da geração do potencial do neurônio motor.

Fonte: De Luca, C. J. Basmajian, J. V. (1985).

De acordo com o visto até a Figura 2, conclui-se que a formação de um sinal necessário para uma contração muscular que possui duração de milésimos de segundos, portanto, para uma contração muscular com um intervalo temporal maior do que o apresentado exige que este impulso nervoso ocorra novamente, este fenômeno é denominado trem de potenciais de ação de unidade motora, MUAPT (*Motor Unit Action Potential Train*). Portanto, o MUAPT é dito como um trem de potenciais de ação emitidos através de um neurônio motor para as fibras musculares

com o objetivo de manter as fibras musculares contraídas. Entretanto, deve-se considerar que, para a movimentação muscular, mais de uma unidade motora está envolvida. Isso significa que, de acordo com a força que a musculatura irá executar, mais de um MUAPT estará envolvido. Consequentemente, o sinal EMG final é caracterizado pela soma total de todos os MUAPTs envolvidos em um movimento do músculo analisado (DE LUCA e BASMAJIAN, 1985).

Como visto, tem-se que a partir da soma dos MUAPTs há a formação do sinal EMG. Compreendendo-se a base da formação deste sinal, é possível destacar a vulnerabilidade do sinal EMG em relação ao fato de este ser facilmente perturbado por outros neurônios motores que acionam músculos na região do músculo em análise. Estas interferências podem ser minimizadas de acordo com a alocação na superfície da pele e escolha devida dos eletrodos. Os sinais EMG coletados por intermédio de eletrodos superficiais apresentam características como frequências entre 0 Hz e 1 kHz, com maior concentração de energia com frequências entre 50Hz e 150Hz, e as amplitudes máximas para este sinal chegam em até 50mV, variando entre 50 μ V e 50mV, ressalva-se que o próprio tecido adiposo funciona como um filtro passa-baixa, sendo que também há um filtro limitando a entrada de sinal a 500 Hz.

2.1 FADIGA MUSCULAR

Como relatado previamente, a fadiga muscular é descrita como sendo o decaimento na habilidade de um determinado músculo em executar uma função. Entretanto, quando se observa a fadiga muscular pela perspectiva temporal é apenas possível detectar o momento em que um músculo falha, ou seja, momento que este não está mais apto a realizar a devida contração requerida, este instante é definido como ponto de falha. Sendo assim, a ideia de que uma análise temporal unicamente evidencia a realidade da fadiga muscular no ponto de falha sem apresentar indícios prévios é ilustrado na Figura 3. Portanto, em consequência deste fato, há a necessidade de se verificar o decaimento da frequência mediana do sinal de EMG para identificação da fadiga muscular. (DE LUCA e BASMAJIAN, 1985).

Percebe-se que a fadiga metabólica é identificada no sinal EMG pelo decaimento da frequência mediana, que, ao contrário da força no momento antes da falha, não se mantém constante. Isso evidencia que, em uma análise temporal, há somente o ponto de indicação de falha, entretanto, a força antes da falha não indica em momento algum a chegada a este ponto crítico.

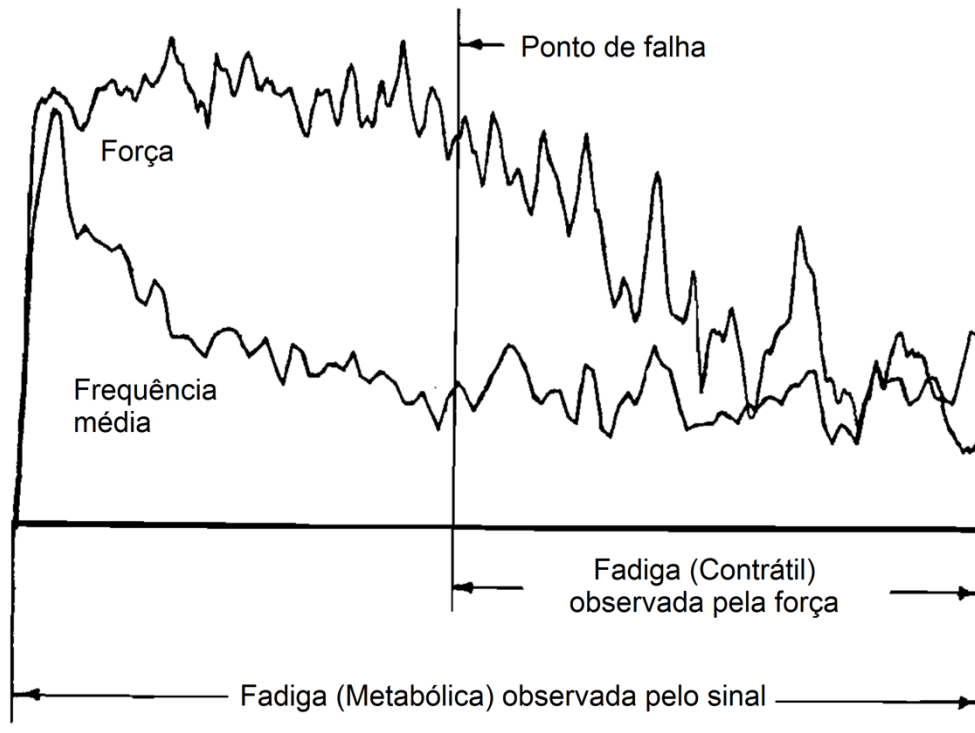


Figura 3 – Demonstração da diferença entre a fadiga metabólica e a fadiga contrátil.

Fonte: De Luca, C. J. Basmajian, J. V. (1985).

Sendo assim, de acordo com De Luca e Basmajian (1985), a identificação da fadiga muscular constata-se pelo decrescimento da frequência mediana do sinal EMG. A frequência mediana é caracterizada como o valor da frequência que divide a energia do sinal em duas partes iguais. A Equação (1), exhibe a definição matemática de frequência mediana.

$$\int_0^{f^{MED}} S_w(f)df = \int_{f^{MED}}^{f^{off}} S_w(f)df \quad (1)$$

Na Equação (1), f_{MED} descreve a frequência mediana, $S_w(f)$ a densidade espectral de energia do sinal e f_{off} a frequência de corte (metade da frequência de amostragem).

3 ESTUDO DAS VANTAGENS DA TRANSFORMADA WAVELET EM RELAÇÃO A TRANSFORMADA DE FOURIER

Nesta etapa do trabalho, apresenta-se uma revisão bibliográfica contendo os principais pontos para a execução da análise de sinais EMG. Considera-se necessária a explanação da Transformada *Wavelet* Contínua e sua vantagem em relação a Transformada de Fourier para análise de sinais EMG.

Observa-se que os sinais encontrados na prática são representados no domínio do tempo, entretanto, em termos de análise de sinais, muitas vezes, tratá-los no domínio do tempo aumenta a dificuldade ou não é possível retirar as informações necessárias do sinal. Conseqüentemente, usa-se o domínio da frequência para análise dos mais diversos sinais.

Para a transposição de um sinal no domínio do tempo para o domínio da frequência, usa-se a Transformada de Fourier, definida no século XVII pelo matemático e físico francês Jean Baptiste Joseph Fourier (1786 - 1830). Para se ter resultados mais rápidos há a Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform* (FFT)). A Transformada de Fourier provê a diminuição de esforços computacionais para se calcular a Transformada de Fourier, entretanto, a FFT calcula um sinal de maneira completa, ou seja, sem realizar um janelamento entre o domínio do tempo e da frequência. Todavia, existe a Transformada de Fourier de tempo curto, STFT (*Short Time Fourier Transform*), essa ferramenta providencia um janelamento gerando, desta maneira, informações no domínio do tempo e da frequência (GRAPS, 1995).

Uma outra alternativa para análise de sinais no domínio do tempo e da frequência é a Transformada *Wavelet*, sendo que esta apresenta algumas vantagens sobre a STFT, como por exemplo o fato de seu janelamento ser flexível a fim de realizar uma análise do sinal mais detalhada, quando necessário. Portanto, neste trabalho, será usada Transformada *Wavelet* conforme (BIGLIASSI et al., 2014) onde os resultados indicam menor variação e maior consistência para análise baseada nas *wavelets*.

Conforme Graps (1995), em 1909, no apêndice da tese de *Alfréd Haar*, ocorreu a primeira alusão às *wavelets*. Hoje, esta *wavelet* denomina-se *wavelet Haar*, tal função apresenta um suporte compacto devido ao fato de seus valores serem zero no infinito. Entretanto, esta apresentava um pequeno problema em sua

diferenciação, pois não era possível diferenciá-la em todo seu intervalo devido a descontinuidade. Em consequência deste estudo, a partir de 1930, as *wavelets* passaram a ser estudadas por diversos grupos devido ao fato desta apresentar uma análise em escalas.

Já em 1980, houve um salto no uso de *wavelets* quando *Stephane Mallat* constatou uma correlação entre as bases ortonormais das *wavelets* e filtros de quadratura. Sendo assim, *Mallat* tornou-se o primeiro pesquisador a realizar o uso de *wavelets* não-triviais. Contudo, estas não proporcionavam o suporte compacto visto anteriormente na *wavelet Haar* (GRAPS, 1995).

Todavia, em consequência de todas essas descobertas, *Ingrid Daubechies* desenvolveu outra família de *wavelets*, as quais eram diferenciáveis em todos os seus intervalos e, paralelamente, ofereciam suporte compacto (GRAPS, 1995).

Como visto anteriormente, a Transformada de Fourier pode ser equiparada com a Transformada *Wavelet*. No entanto, algumas diferenças podem ser ressaltadas entre essas metodologias, como, por exemplo, o fato da Transformada de Fourier não possuir uma boa aferição de pontos de descontinuidades.

Em decorrência da boa aferição em descontinuidades na análise de sinal, as *wavelets* são utilizadas em diversos outros segmentos, tais como criptografia de imagens de segurança (MEHRA e NISHCHAL, 2013). Outra atividade onde esta ferramenta é aplicada é a reconstrução de um sinal realizando a supressão do ruído existente no mesmo. Isto significa que existem métodos, tal como o *wavelet threshold*, baseados na utilização das *wavelets* para diminuição de ruído de alguns sinais (JI et al., 2014). Na área de biomédica, *wavelets* têm sido aplicadas para outros sinais não invasivos, como o FDL (Fluxometria por Laser *Doppler*), para avaliação de micro circulação cutânea do membro inferior (SILVA et al., 2014).

Percebe-se que a *wavelet* pode ser empregada nas mais diversas aplicações. Na química, por exemplo, há a necessidade de se avaliar a qualidade de produtos como biodiesel e o diesel. Atualmente, esta avaliação é realizada por meio de cromatografia, porém esta metodologia exige alto investimento em equipamentos e faz com que as amostras de material se tornem inutilizáveis após o processo. Logo, com a *wavelet*, torna-se possível analisar dados provenientes da

espectroscopia no infravermelho, sendo que esta técnica não gera nenhum resíduo após a análise do biodiesel, diesel e óleo vegetal (WERLANG et al., 2013).

Wavelets também vêm sendo empregadas em detecções de falhas em máquinas elétricas juntamente com recursos provenientes de estudo de sistemas de inteligência, como rede neural artificial (BAZAN et al., 2017). Diversas aplicações exemplificam a importância da utilização das *wavelets*.

Prosseguindo com a vantagem da análise por meio da *wavelet*, é importante ressaltar que a Transformada de Fourier proporciona uma análise apenas na frequência, entretanto sem nenhuma qualquer no domínio do tempo em que uma determinada frequência ocorreu. Por outro lado, a STFT apresenta informação no domínio da frequência e no domínio do tempo, porém, como ilustrado na Figura 4, com uma janela de resolução fixa.

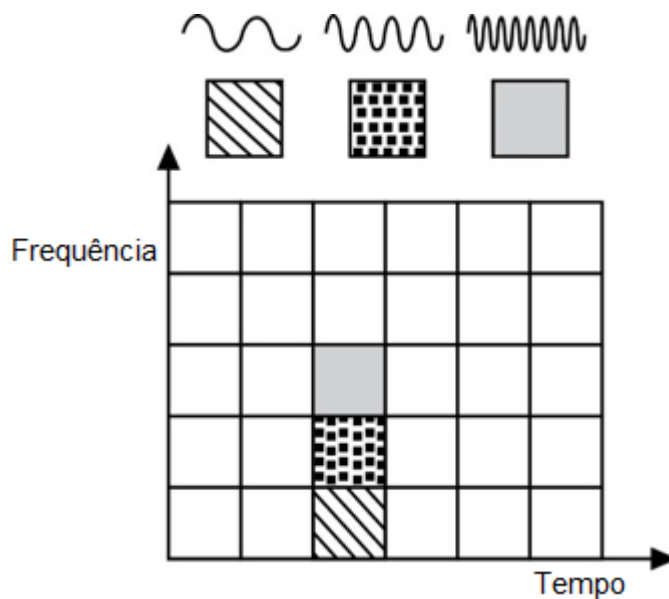


Figura 4 – Janelas de análise propiciada pela STFT.
Fonte: Graps (1995).

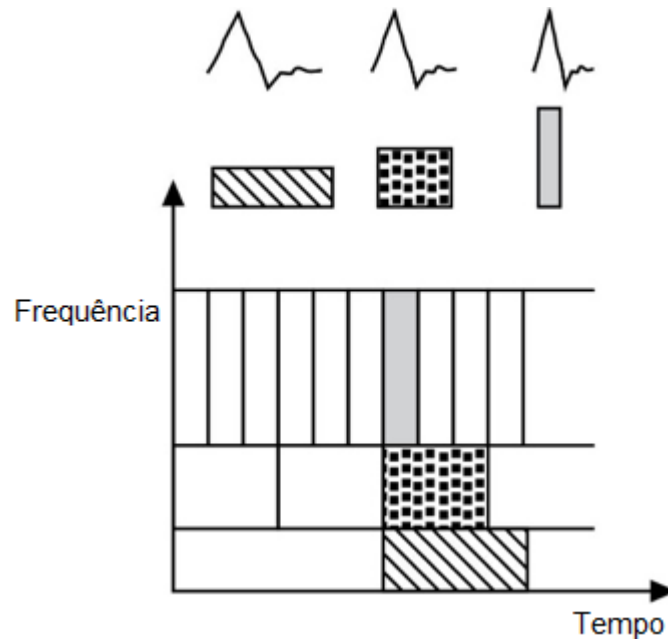


Figura 5 – Janelas de análise propiciada pela CWT.

Fonte: Graps (1995).

Considerando o janelamento fixo da STFT, compreende-se que informações de tempo ou frequência podem ser perdidas de acordo com a escolha do tamanho da janela e da frequência do sinal. Neste ponto, como explicitado na Figura 5, fazendo uso da análise com base na *wavelet*, o janelamento do sinal pode ser variável, haja visto que essa transformada utiliza dois parâmetros, dilatação e translação. Nota-se que o tamanho da janela na Figura 5 é diferente para altas e baixas frequências, sendo assim, as informações do sinal não são perdidas independentemente das frequências existentes no sinal em observação. A Equação (2) descreve matematicamente a Transformada *Wavelet* Contínua, nesta mesma equação visualiza-se a utilização dos parâmetros de escala e translação.

$$W_{(a,b)} = \frac{1}{\sqrt{a}} \int f(t) \varphi \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (2)$$

Os termos a e b da equação representam os parâmetros de escala e translação respectivamente, sendo o termo $1/\sqrt{a}$ apenas uma parametrização da equação, W corresponde a Transformada *Wavelet*, $f(t)$ representa o sinal e $\varphi(t)$ simboliza a *wavelet* mãe. Tem-se que, a *wavelet* mãe apresentada na Equação (2) deve satisfazer duas condições, sendo a primeira de área total igual a zero e, a

segunda, de energia finita, estas condições são apresentadas nas Equações (3) e (4) respectivamente.

$$\int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) dt = 0 \quad (3)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\varphi(t)|^2 dt < \infty \quad (4)$$

Como exemplo para as equações expressas, pode-se avaliar as figuras a seguir. Na Figura 6 tem-se o exemplo de *wavelet* mãe *db2*.

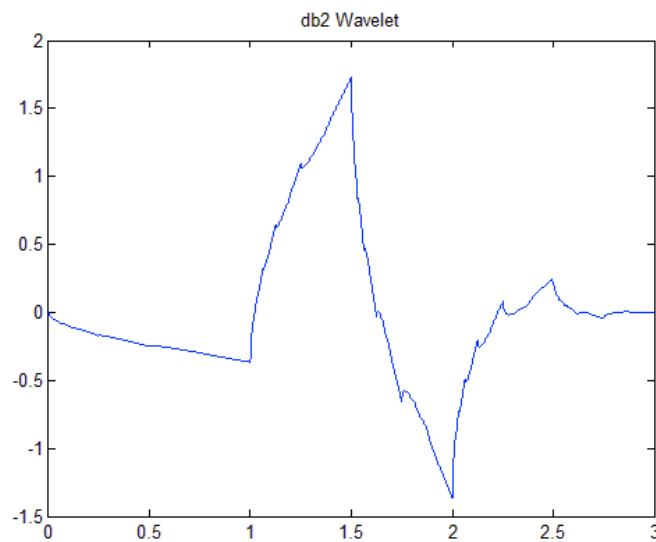


Figura 6 – Forma da *wavelet* da família *Daubechies 2*.

Fonte: Autoria própria.

Pode-se analisar na Figura 7 o formato da *wavelet* mãe *db4*.

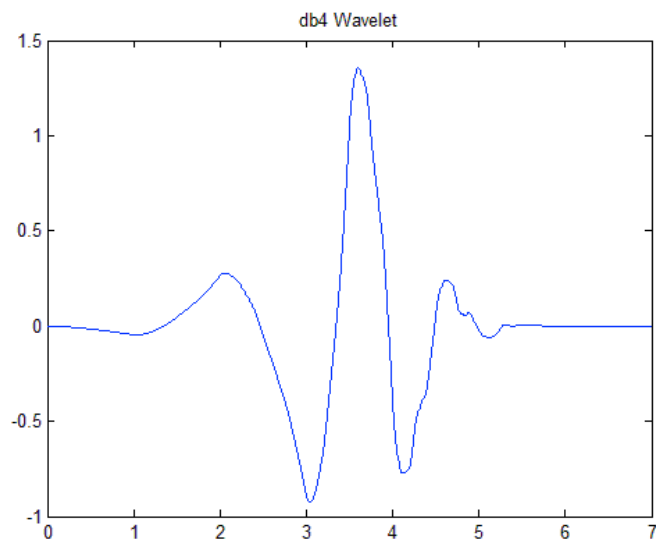


Figura 7– Forma da *wavelet* da família *Daubechies 4*.
Fonte: Autoria própria.

Na imagem abaixo, Figura 8, há a ilustração da *wavelet* mãe *db7*.

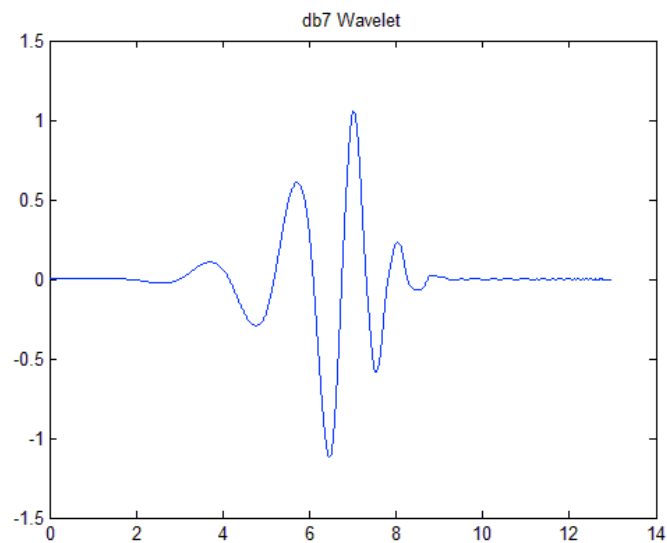


Figura 8 – Forma da *wavelet* da família *Daubechies 7*.
Fonte: Autoria própria.

As próximas duas figuras tratam da família de *wavelts Symlet*, sendo que a Figura 9 ilustra a *wavelet* mãe *sym2*.

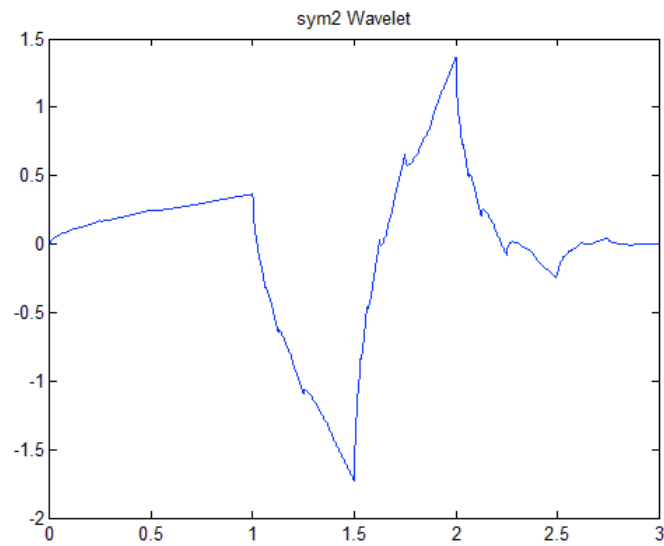


Figura 9 – Forma da *wavelet* da família *Symlet 2*.

Fonte: Autoria própria.

Dando continuidade, a Figura 10 mostra o formato da *wavelet* mãe *sym5*.

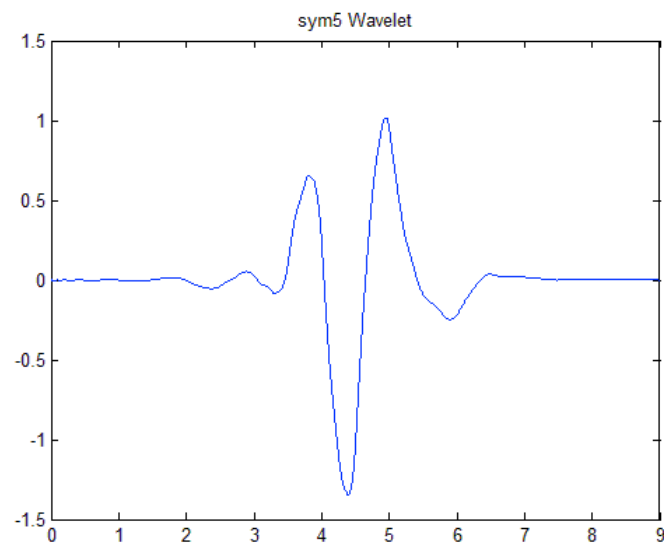


Figura 10 – Forma da *wavelet* da família *Symlet 5*.

Fonte: Autoria própria.

Por último, a Figura 11 ilustra a *wavelet* mãe *coif4* que, por sua vez, faz parte da família de *wavelets Coiflets*.

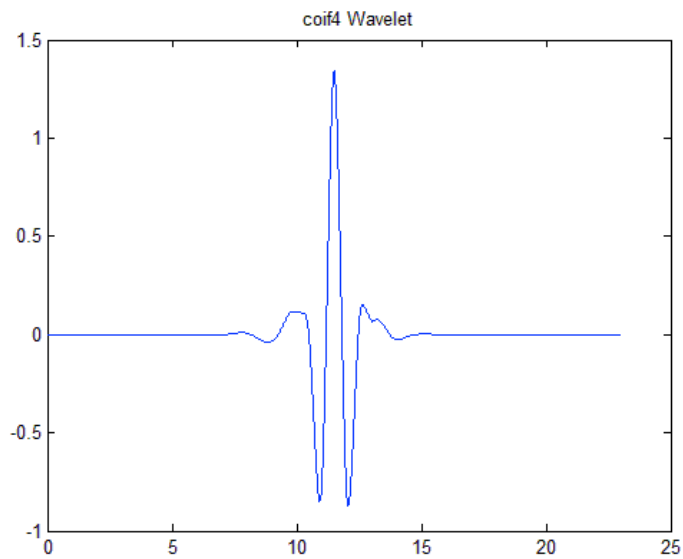


Figura 11 – Forma da *wavelet* da família *Coiflets 4*.

Fonte: Autoria própria.

Como dito anteriormente, no fim da década de 1980, *Mallat* desenvolveu uma relação entre filtros passa alta e passa baixa com as *wavelets*. O banco de filtros de quadratura contém um *downsampling* (decimação) de 2 onde cada sinal obtido após a filtragem representa os coeficientes de detalhe e aproximação pelos filtros passa-alta e passa-baixa respectivamente. No próximo nível de decomposição, a resultante do filtro passa-baixa passa pelo mesmo processo de divisão pelos filtros, sendo que, todo o resultado proveniente da aproximação é separado entre aproximação e detalhe com o *downsampling* de 2 recursivamente. Todo o processo de combinações de filtros de quadratura é uma explanação de uma das maneiras com que a *wavelet* é realmente implementada.

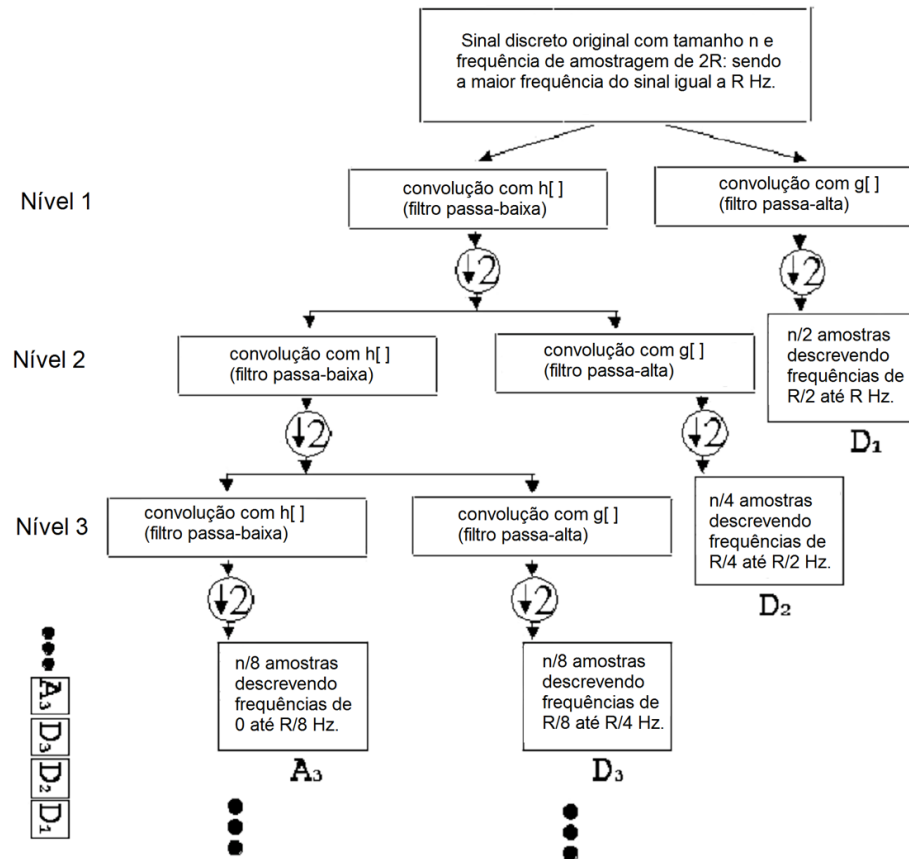


Figura 12 – Esquemático de Filtros de Quadratura
 Fonte: Guido et al. (2005).

A Transformada *Wavelet* Discreta, ou, *Discrete Wavelet Transform* (DWT), é apresentada de acordo com as Equações (5) e (6). Estas mostram os resultados obtidos com a convolução entre o sinal de entrada e os filtros passa-baixa e passa-alta respectivamente.

$$y_{passa-baixa} = f[n] * h[n] = \sum_{k=0}^{M-1} h[k] f[2n - k] \quad 0 \leq n \leq N/2 \quad (5)$$

$$y_{passa-alta} = f[n] * g[n] = \sum_{k=0}^{M-1} g[k] f[2n - k] \quad 0 \leq n \leq N/2 \quad (6)$$

Considerando que M é o comprimento dos filtros com resposta impulsiva h e g , N é o comprimento do sinal f , $*$ significa uma convolução entre sinais discretos, e, por último, $y_{passa-baixa}$ e $y_{passa-alta}$ são os sinais os quais representam a aproximação do sinal e o detalhe, respectivamente (GUIDO et al., 2005).

4 METODOLOGIA

O procedimento para evidenciar a *wavelet* mãe mais apropriada para identificação de fadiga muscular pelo sinal EMG em um exercício dinâmico será simples. Serão utilizados sinais de EMG do banco de dados de voluntários esportistas coletados pelo grupo de pesquisa da Universidade Estadual de Londrina sob supervisão do prof. Dr. Leandro R. Altimari. Esta coleta utilizou de um eletromiógrafo de 8 canais de modelo TeleMyo 2400 TG2 (NORAXON Inc. USA) com eletrodos bipolares de modelo TeleMyo 2400 (NORAXON Inc. USA), a frequência de amostragem utilizada foi de 2000 Hz. A Figura 13 apresenta o eletromiógrafo de 8 canais utilizados para a coleta dos sinais EMG (CAMATA, 2011).



Figura 13 – Eletromiógrafo de 8 canais TeleMyo 2400t TG2

Fonte: Camata, T. V. (2011).

Devido a interferência obtida com o sinal EMG não-invasivo proveniente de outras musculaturas ao redor do próprio músculo, este sinal torna-se de difícil comparação em virtude do fato de que uma pequena variação na alocação do eletrodo pode tornar o sinal de interferência mais ou menos intenso. Essa oscilação na designação da disposição dos eletrodos prejudica a comparação entre os diversos sinais coletados. Em consequência a esta problemática, observa-se a necessidade de normalizar o sinal, tornando os resultados comparáveis. Para a construção do banco de dados, o grupo de pesquisa da Universidade Estadual de Londrina sob supervisão do prof. Dr. Leandro R. Altimari, realizou uma sequência

para normalização dos sinais durante a coleta de informações. Neste procedimento, os voluntários realizaram 2 tiros denominados “*sprints all out*” onde estes deveriam pedalar durante 8 segundos com a maior intensidade possível mantendo-se sentados a uma carga de 7,5% da sua própria massa corporal sendo o intervalo de descanso entre os tiros de 5 minutos. Como resultado deste teste, entre o segundo e oitavo segundo, foram obtidos o maior pico de amplitude e espectro de potência para cada músculo, expresso em RMS, e frequência mediana, sendo estes valores diferentes para cada músculo em questão e para cada voluntário (CAMATA, 2011).

Os sinais coletados são provenientes de um exercício dinâmico onde o voluntário realiza o percurso de 20 km em um ciclo-ergômetro. O banco de dados proporciona uma série de sinais EMG de diferentes voluntários que realizaram o mesmo teste. A Figura 14 ilustra como é um sinal EMG a ser analisado. Na mesma figura, observam-se sinais provenientes de três musculaturas diferentes. O primeiro sinal foi coletado do reto femoral (RF), o segundo, do vasto medial (VM) e o terceiro provém do vasto lateral (VL) estas musculaturas fazem parte do conjunto do quadríceps femoral. A Figura 15 ilustra o *burst* de um sinal EMG, nesta imagem é possível identificar o comportamento da excitação nos músculos em questão.

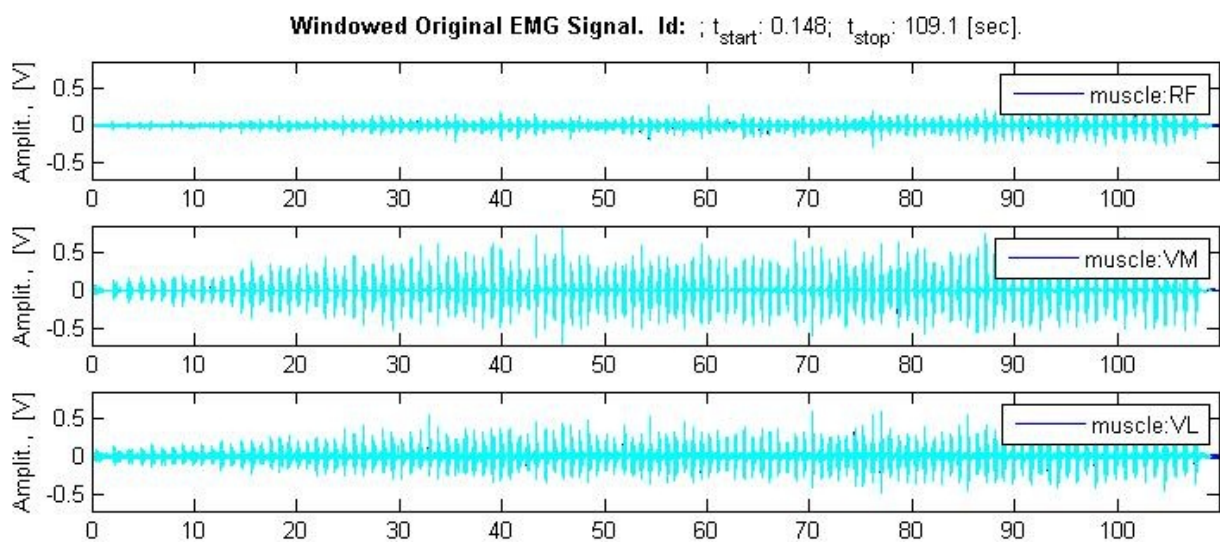


Figura 14 – Sinal EMG da musculatura reto femoral, vasto medial e vasto lateral.

Fonte: Autoria Própria.

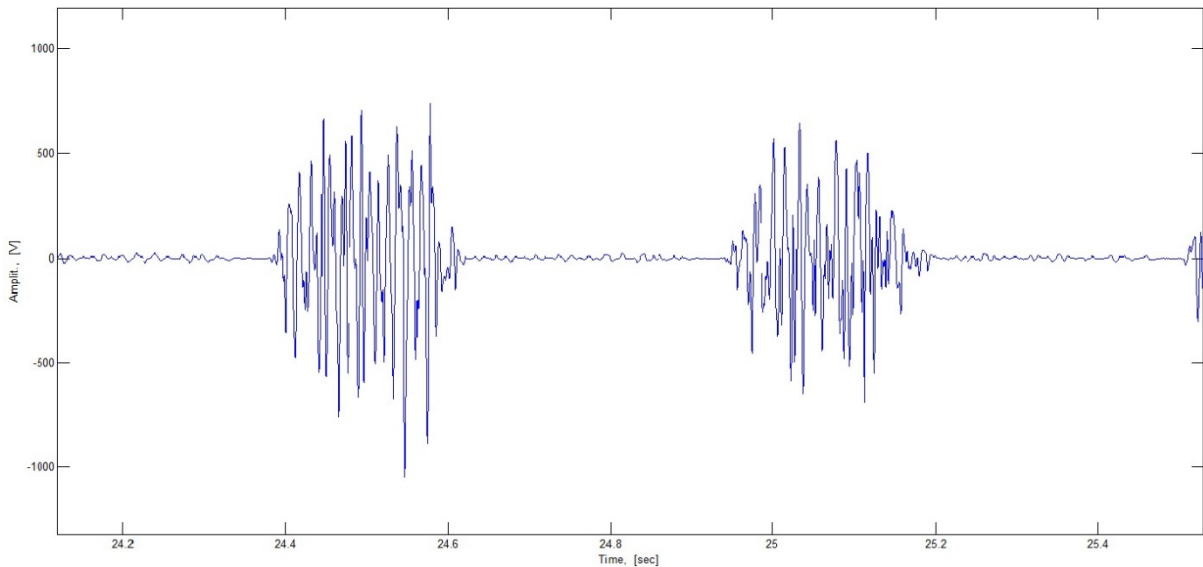


Figura 15 – Exemplo do *burst* para sinal EMG da musculatura vasto lateral.

Fonte: Aatoria Própria.

Um conjunto de sinais de diferentes voluntários será analisado por uma mesma *wavelet* mãe. Em seguida, o mesmo conjunto de sinais será avaliado por outras *wavelets* mães. Essas informações serão processadas de conforme interface feita no Matlab® em Bigliassi (2014), sendo que este código calcula 128 coeficientes da Transformada *Wavelet* para uma janela de tempo de 4 segundos (no caso deste trabalho), dessa maneira, a partir do contorno destes coeficientes estima-se o envelope do espectro de energia e assim, encontra-se a frequência mediana do espectro.

De acordo com uma interface feita no MATLAB®, onde os dados e valores RMS e de frequência mediana são apresentados, será providenciado de cada sinal um conjunto de informações contendo também a variância, desvio padrão, valor médio das frequências medianas e coeficiente angular da reta de frequências medianas (*slope*). Com base nestes dados será possível realizar uma avaliação estatística para definir a *wavelet* mãe mais apropriada para análise de sinais de EMG para exercícios dinâmicos. Tem-se na figura a seguir, Figura 16, a ilustração do gráfico da frequência média obtida pela análise da *wavelet*. Neste caso foi utilizado a *Daubechies* de comprimento 16, também conhecida por db8.

Este processo de análise do sinal EMG será feito armazenando-se os mesmos dados, entretanto, fazendo-se uso de outras *wavelets* mães, tais como das famílias *Daubechies*, *Biorthogonal*, *Reverse biorthogonal*, *Symlets* e *Coiflets*, respectivamente conforme (PHINYOMARK; LIMSAKUL; PHUKPATTARANON,

2009). Organizando todos esses dados será possível comparar qual *wavelet* mãe proporcionou a menor variação, ou seja, qual função resultou em um resultado mais coerente.

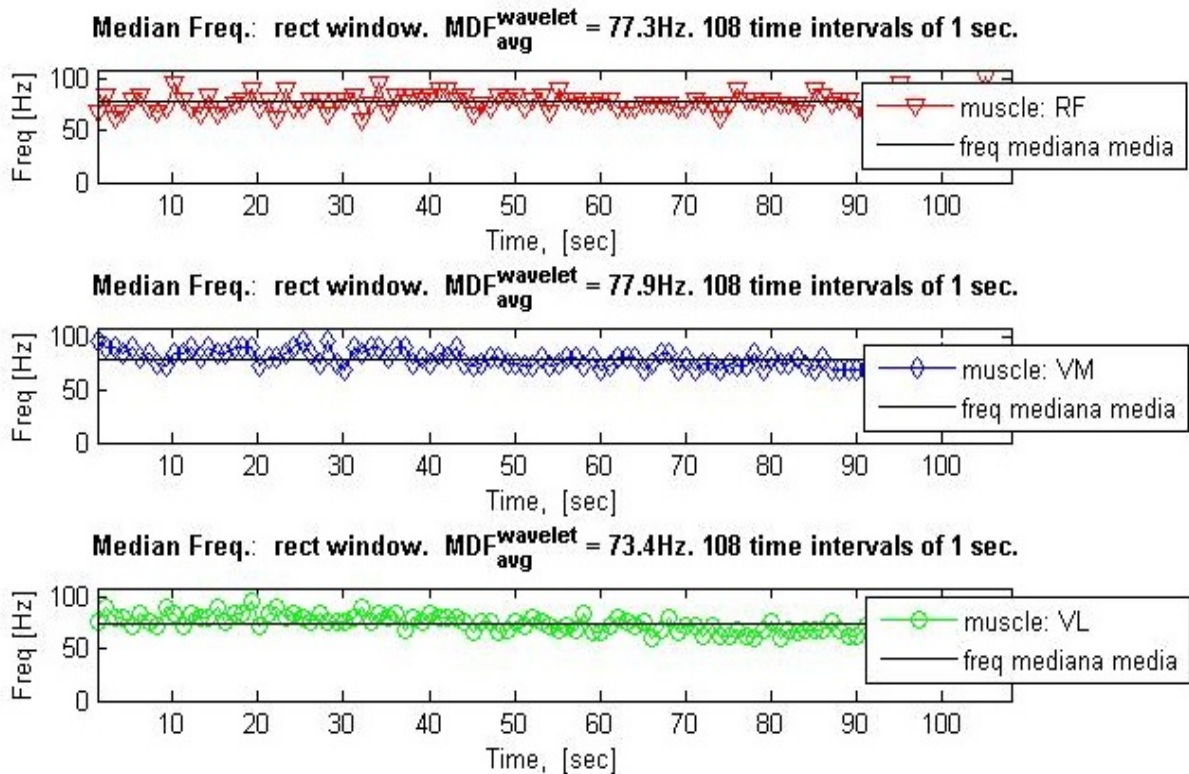


Figura 16 – Sinal mostrando a frequência média utilizando a db8.

Fonte: Autoria Própria.

Para avaliação dos resultados, a partir dos dados de frequência mediana, como ilustrados na Figura 16, será traçada a interpolação de primeiro grau destes dados, plotando-se então, a reta interpolada. Com base nesta linearização, as medidas de distância entre a reta interpolada e os valores de frequência mediana serão coletados, em outras palavras, será possível obter o erro de interpolação de primeira ordem da frequência mediana (EIFM). Por fim, o trabalho analisará o desvio padrão e também a média EIFM para cada sinal disponível a fim de encontrar o melhor resultado.

As imagens a seguir demonstram as formas que os sinais serão analisados e como os resultados serão expressos. Na Figura 17, evidencia-se um comportamento decrescente referente ao EIFM supracitado, tendo a curva também como característica a proximidade da interpolação com os valores de frequência

mediana. Sendo assim, ilustra-se que o comportamento consistente dos dados é ocasionado pela escolha adequada da *wavelet* mãe para esta análise.

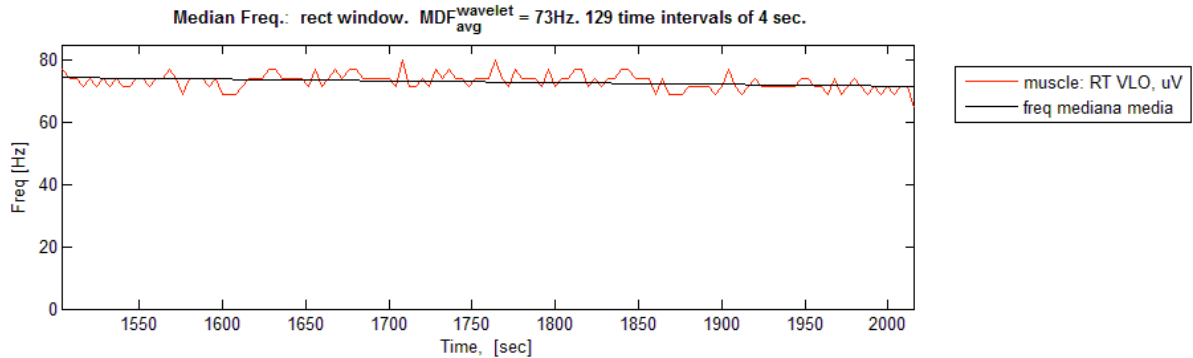


Figura 17 – Sinal evidenciado a consistência e proximidade dos pontos de frequência mediana a reta referente ao EIFM.

Fonte: Autoria Própria.

Entretanto, na Figura 18, demonstra-se uma reta com base na interpolação com valores distantes dos pontos da reta, dessa maneira, esta imagem configura uma análise dispersa e não consistente gerada pela definição, escolha, de uma *wavelet* mãe não adequada para esta análise.

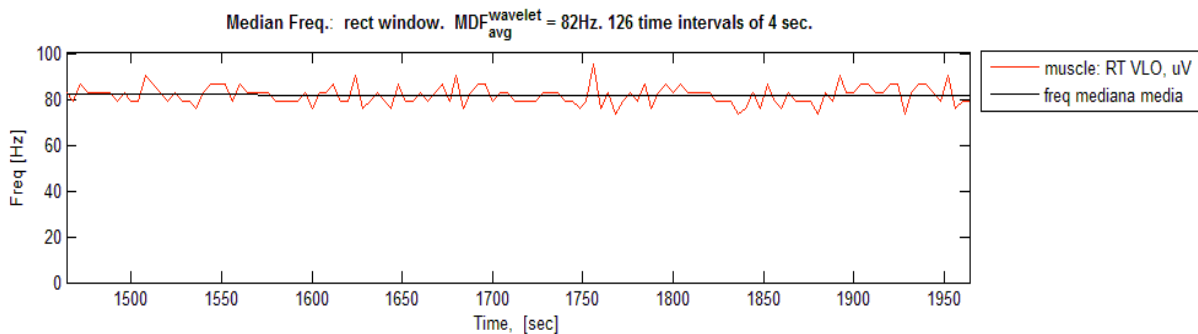


Figura 18 – Sinal evidenciado a inconsistência e não proximidade dos pontos de frequência mediana a reta referente ao EIFM.

Fonte: Autoria Própria.

5 RESULTADOS

De acordo com as etapas apresentadas no capítulo anterior, a seguir serão mostrados os sinais para um dos voluntários para todas as famílias *wavelets* presentes na execução do trabalho.

5.1 ANÁLISE DA FREQUÊNCIA MEDIANA

A Figura 19 mostra o sinal com a frequência mediana de um dos voluntários para a análise utilizando a *wavelet* da família *Daubechies 02*, em sequência, a Figura 20 mostra o sinal com a frequência mediana a partir da *wavelet Daubechies 04*. Prosseguindo, as Figuras 21, 22, 23, 24, 25 e 26 explicitam as frequências médias para as *wavelets* das famílias *Daubechies 07*, *Biorthogonal 5.5*, *Reverse Biorthogonal 2.2*, *Symlets 02*, *Symlets 05* e *Coiflets 04*. Com base nas imagens apresentadas pelas Figuras de 19 até 26, tem-se os resultados de valor médio das frequências medianas, o *slope*, o desvio padrão e a variância para cada *wavelet* mãe utilizada.

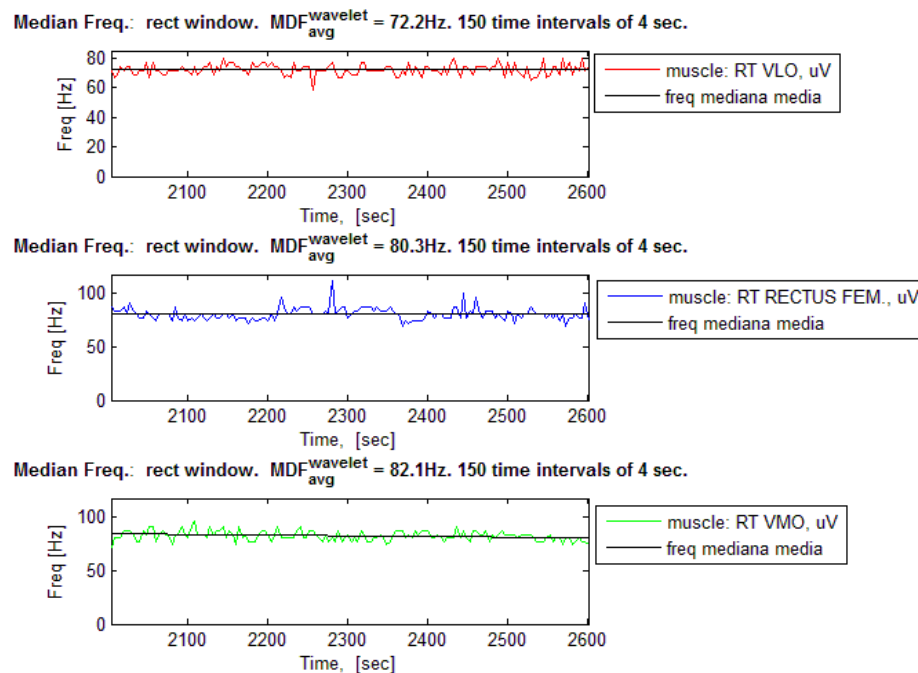
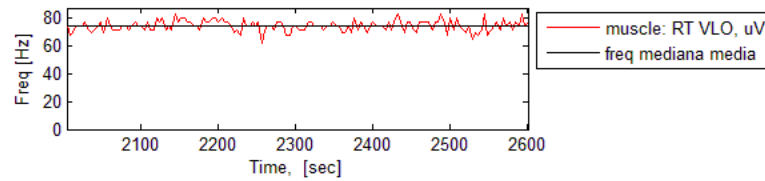


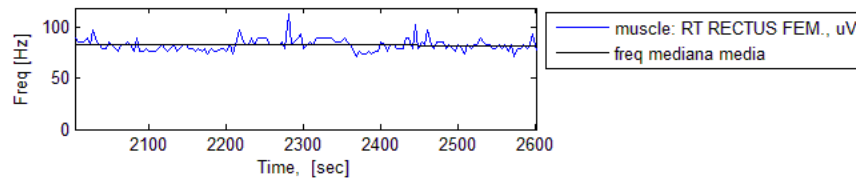
Figura 19 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a *db 2* para o voluntário em análise.

Fonte: Autoria Própria.

Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 74\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 82.5\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 84\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.

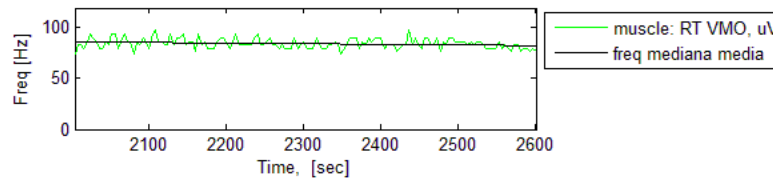
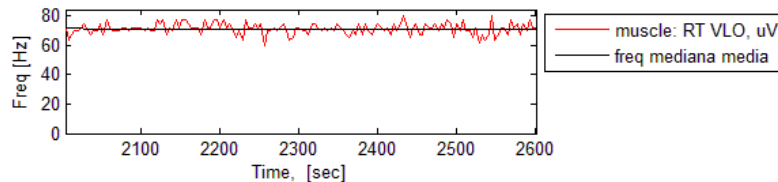


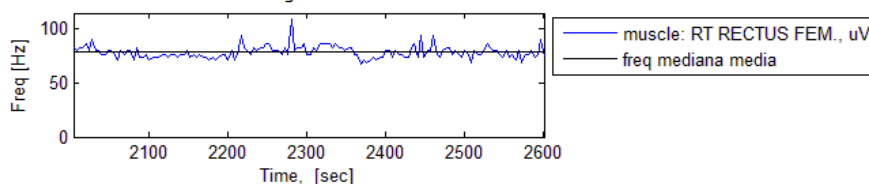
Figura 20 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a *db 4* para o voluntário em análise.

Fonte: Autoria Própria.

Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 70.9\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 78.8\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 80\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.

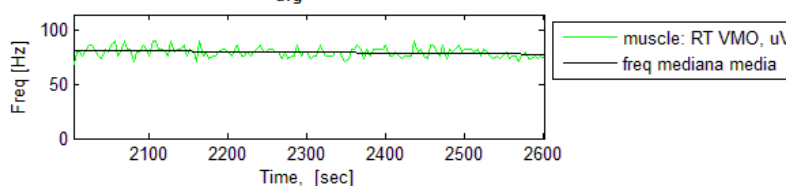
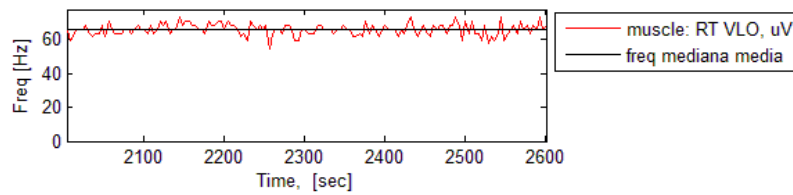


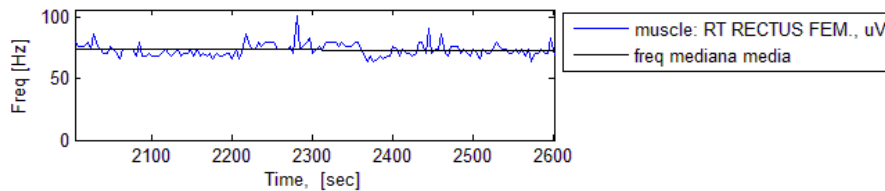
Figura 21 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a *db 7* para o voluntário em análise.

Fonte: Autoria Própria.

Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 65.9\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 73.3\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 74.4\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.

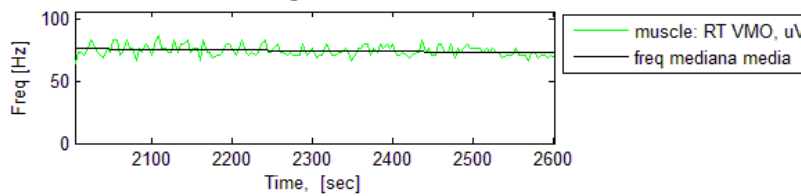
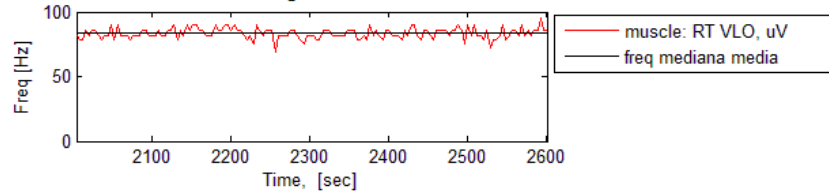


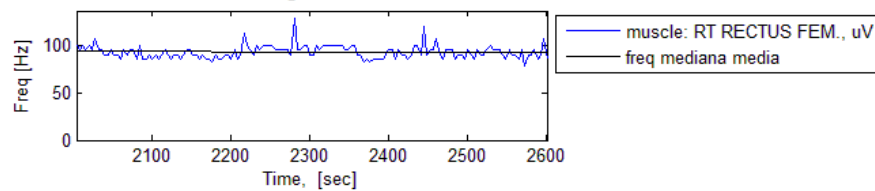
Figura 22 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a *bior 5.5* para o voluntário em análise.

Fonte: Autoria Própria.

Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 83.5\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 92.9\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 95.1\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.

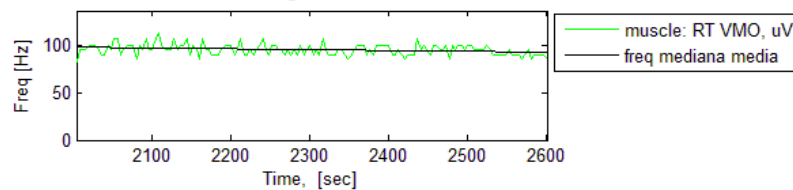
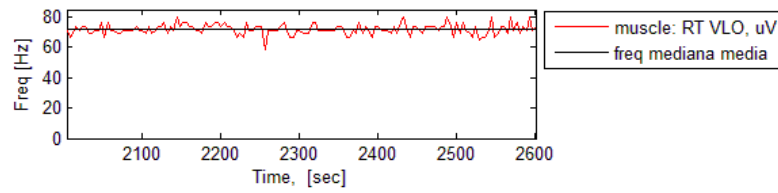


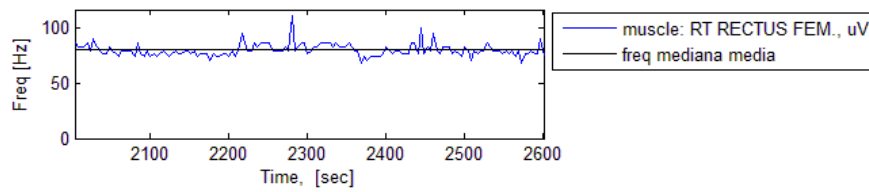
Figura 23 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a *rbio 2.2* para o voluntário em análise.

Fonte: Autoria Própria.

Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 72.2\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 80.3\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 82.1\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.

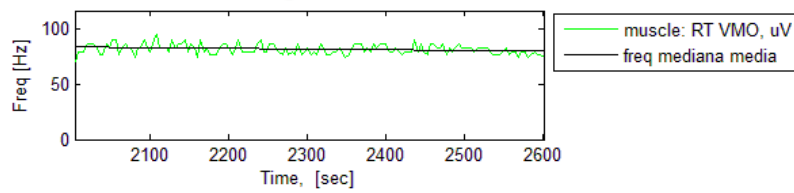
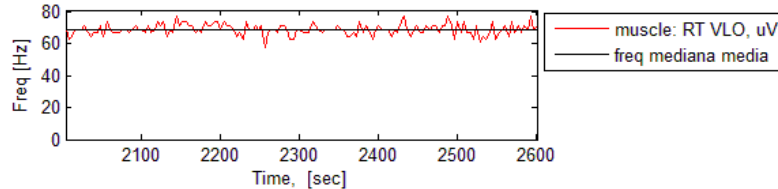


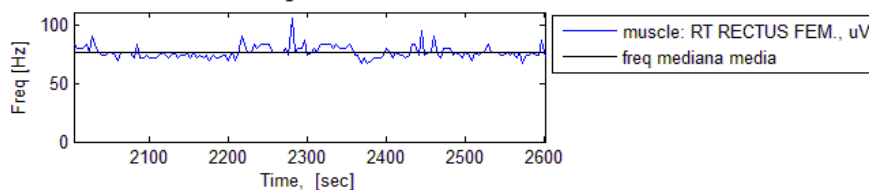
Figura 24 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a *sym 2* para o voluntário em análise.

Fonte: Autoria Própria.

Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 68.9\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 76.7\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.



Median Freq.: rect window. $MDF_{avg}^{wavelet} = 78.1\text{Hz}$. 150 time intervals of 4 sec.

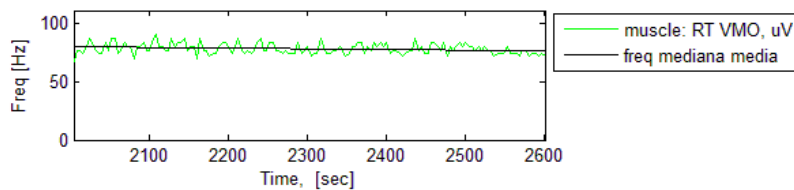


Figura 25 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a *sym 5* para o voluntário em análise.

Fonte: Autoria Própria.

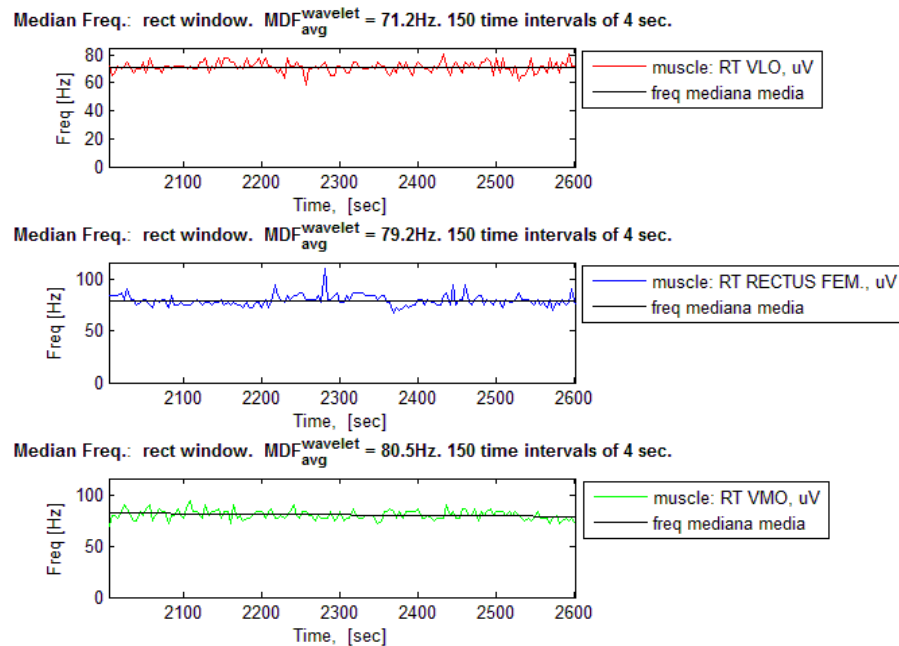


Figura 26 – Sinal mostrando a frequência mediana utilizando a *coif 4* para o voluntário em análise.

Fonte: Autoria Própria.

A Tabela 1 menciona os resultados de média da frequência mediana, o *slope*, desvio padrão e variância para os sinais analisados do voluntário de acordo com cada *wavelet* estudada no trabalho.

Tabela 1 – Resultados de acordo com a análise de um voluntário para as *wavelets* mães db2, db4, db7, bior5.5, rbio2.2, sym2, sym5 e *coif4*.

<i>Wavelet</i>	Músculo	Valor médio das frequências medianas	Slope	Desvio padrão	Variância
db2	Reto femoral	72,17	0.00056087	3,5475	12,584
db2	Vasto medial	80,319	-0.00056282	5,6342	31,744
db2	Vasto lateral	82,12	-0.006325	4,5008	20,257
db4	Reto femoral	74,0330	0.00056379	3,7532	14,0860
db4	Vasto medial	82,4840	-0.00068424	5,8608	34,3490
db4	Vasto lateral	83,9520	-0.0061389	4,8061	23,0990
db7	Reto femoral	70,8790	-0.00071981	3,7786	14,2780
db7	Vasto medial	78,8010	-0.00019667	5,6130	31,5050
db7	Vasto lateral	79,9880	-0.0060944	4,5168	20,4010
bior5.5	Reto femoral	65,8920	0,2291	3,3686	11,3470

bior5.5	Vasto medial	73,3050	-0.00092976	5,3406	28,5220
bior5.5	Vasto lateral	74,4090	-0.0056849	4,3842	19,2210
rbio2.2	Reto femoral	83,5210	0.00080799	4,0628	16,5070
rbio2.2	Vasto medial	92,8910	-0.0012738	6,7564	45,6480
rbio2.2	Vasto lateral	95,0920	-0.0087584	5,5307	30,5890
sym2	Reto femoral	72,1700	0.00056087	3,5475	12,5840
sym2	Vasto medial	80,3190	-0.00056282	5,6342	31,7440
sym2	Vasto lateral	82,1200	-0.006325	4,5008	20,2570
sym5	Reto femoral	68,9130	-0,7819	3,5552	12,6390
sym5	Vasto medial	76,7170	-0.00078625	5,5082	30,3400
sym5	Vasto lateral	78,1420	-0.0059682	4,5521	20,7210
coif4	Reto femoral	71,1960	-0.00046541	3,7023	13,7070
coif4	Vasto medial	79,1560	-0.0008355	5,5992	31,3510
coif4	Vasto lateral	80,4720	-0.0056562	4,6838	21,9380

Fonte: Autoria Própria.

De maneira análoga, no Apêndice A encontram-se as tabelas com as informações de valor médio da frequência mediana, *slope*, desvio padrão e variância para as *wavelets* das famílias *Daubechies 02*, *Daubechies 04*, *Daubechies 07*, *Biorthogonal 5.5*, *Reverse Biorthogonal 2.2*, *Symlets 02*, *Symlets 05* e *Coiflets 04*, para cada um dos voluntários envolvidos.

5.2 ANÁLISE E COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DAS FAMÍLIAS DE WAVELETS

Na Tabela 2 ilustra-se o valor médio do erro de interpolação da frequência mediana (EIFM), este dado evidencia a média das distâncias entre os pontos de frequência mediana do sinal analisado e a reta de interpolação destes valores. Conseqüentemente, uma média maior significa que os valores de frequência mediana estão mais distantes da reta de interpolação, isto é, estes números gerados pela análise de uma determinada família *wavelet* apresenta uma inconsistência maior.

Tabela 2 – Resultados do valor médio de EIFM com o respectivo desvio padrão para as wavelets mães db2, db4, db7, bior5.5, rbio2.2, sym2, sym5 e coif4.

<i>Wavelet</i>	Valor médio do EIFM	Desvio padrão
db2	5,4298	3,9972
db4	5,5622	4,3511
db7	5,4610	4,1202
bior5.5	5,1887	3,4882
rbio2.2	6,3148	4,9943
sym2	5,4298	3,9972
sym5	5,1816	3,8341
coif4	5,4142	3,7770

Fonte: Autoria Própria.

Para a comparação dos resultados, os dados médios dos valores de desvios padrões e variâncias de cada método discriminados na Tabela 2. Tendo como referência estes valores, contempla-se que a *wavelet* proveniente da família *Biorthogonal 5.5* apresentou o segundo menor valor médio do erro de interpolação da frequência mediana (EIFM). Entretanto, essa família apresentou o menor valor para o desvio padrão desses dados. Desta maneira, evidencia-se que esta família apresentou uma consistência maior além de um valor médio do erro relativamente baixo quando comparada as outras.

Destaca-se também a família *Symlets 5* devido ao fato de que esta família apresentou o menor valor para a média do índice de EIFM, porém com um desvio padrão mais elevado do que a família *Biorthogonal 5.5* citada anteriormente.

Entretanto, a análise na Tabela 2 é realizada com os valores brutos de EIFM e seu respectivo desvio padrão, sendo assim, de maneira a considerar que os valores em sua totalidade divergem de músculo para músculo e de voluntário para voluntário, na Tabela 3 é mostrado o valor percentual do índice EIFM juntamente com o seu respectivo desvio padrão percentual.

Tabela 3 – Comparação entre as médias dos valores dos desvios padrões de todas as wavelets

<i>Wavelet</i>	Valor percentual do erro de interpolação de primeiro grau da frequência mediana – EIFM %	Valor percentual do desvio padrão
db2	6,1115%	0,0570%
db4	6,1159%	0,0587%
db7	6,2613%	0,0557%
bior5.5	6,5132%	0,0658%
rbio2.2	6,2189%	0,0690%
sym2	6,1115%	0,0570%
sym5	6,1229%	0,0590%
coif4	6,1978%	0,0535%

Fonte: Aatoria Própria.

Após análise da Tabela 3, verifica-se que as famílias *Daubechies 02* e *Symlets 02* apresentaram o mesmo valor percentual de EIFM e de desvio padrão, sendo assim, ambas as famílias apresentaram uma média relativamente baixa e com desvio padrão também baixo.

Ressalva-se a partir da Tabela 3 que os valores de EIFM de todas as famílias não apresentaram uma diferença maior do que 0,5% e que o maior percentual de desvio padrão 0,069%. Estes dados mostram que para todas as *wavelets* mães analisadas os valores de EIFM mantêm-se consistentes, sendo assim, neste trabalho identificou-se um melhor desempenho das famílias *Daubechies 02* e *Symlets 02* entretanto sem grandes disparidades entre as outras famílias destacadas.

A Figura 27 auxilia e complementa a visualização deste resultado, nela pode-se compreender que a *wavelet* mãe *db2* e *sym2* possuem os valores de média percentual de EIFM mais baixos, também é possível visualizar que os desvios padrões dos métodos analisados não diferem muito visualmente. Ressalva-se também que nesta imagem, mesmo para a *wavelet* mãe *bior5.5* o valor de EIFM percentual não é maior do que 0,5%, mostrando uma consistência da análise através das *wavelets* mães *db2*, *db4*, *db7*, *bior5.5*, *rbio2.2*, *sym2*, *sym5* e *coif4*.

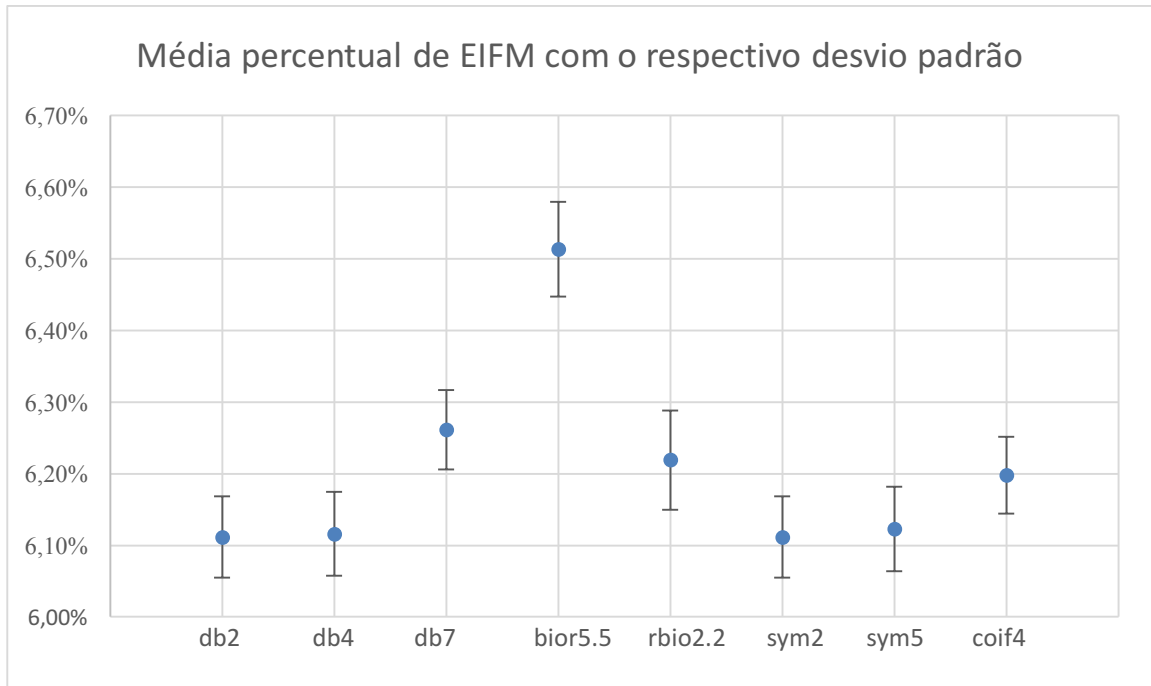


Figura 27 – Média percentual do índice de erro de interpolação de primeiro grau com o respectivo desvio padrão.

Fonte: Autoria Própria.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A análise de sinais EMG tendo por base uma metodologia não invasiva apresenta diversas características positivas tais como não lesionar ou causar desconforto ao voluntário ou pessoa submetida ao procedimento de coleta de sinais. A diferença de potencial das fibras motoras são os gerados dos sinais eletromiográficos.

Com o processamento de tal sinal, torna-se possível a identificação das frequências medianas dentro do sinal, sendo que, o declínio de tal frequência configura a fadiga muscular, desta maneira é possível identificar a fadiga muscular com base em sinais EMG. Entretanto, utilizando-se da abordagem não invasiva, o sinal EMG coletado não dispõe da mesma qualidade de um sinal coletado de maneira invasiva, portanto, é necessário a afinação de métodos para análise deste sinal, considerando que a medicina esportiva faz uso do sinal EMG para aumentar a eficiência de treinamentos de atletas. Partindo da necessidade de aprimorar o processamento de tal sinal, este trabalho contribui com a avaliação de 27 sinais gerados por 9 voluntários executando uma atividade de exercício físico dinâmico em um ciclo-ergômetro por 20 km de corrida.

Neste trabalho, cinco famílias *wavelets* foram avaliadas, sendo elas a *Daubechies*, *Biorthogonal*, *Reverse biorthogonal*, *Symlets* e *Coiflets*. Na Tabela 2 é possível constatar que as famílias *wavelets* com as menores variações nas médias de desvios padrões e variâncias foram a *Biorthogonal* e *Symlets* utilizando especificamente a *bior5.5* e *sym5* pertencente a cada família citada respectivamente. Em conclusão, de acordo com a Tabela 2 as melhores *wavelets* mães para a avaliação de sinais EMG para exercícios dinâmicos. Entretanto, quando avalia-se os valores percentuais do índice de erro de interpolação de primeiro grau dos valores de frequência mediana, o EIFM, verifica-se que o menor resultado são apresentados pelas famílias *Daubechies 02* e *Symlets 02*. As famílias em questão não apresentam os valores mais baixos de desvio padrão, porém, os números de desvio padrão percentual apresentadas por ambas foi de 0,057%. Desta maneira, indica-se neste trabalho que, os melhores desempenhos para análise de sinais EMG para exercícios dinâmicos foram apresentados pelas famílias *Daubechies 02* e *Symlets 02* ressaltando que a discrepância entre os métodos foi de menos de 0,5% entre os EIFMs.

Para trabalhos futuros, pode-se considerar a análise e comparação destes sinais após um pré-processamento onde o resultado seja a composição de sinais segmentados onde somente a parte do sinal com informação relevante esteja presente, ou seja, realizar a retirada do silêncio entre os *burts*. O trabalho também pode continuar com a transcrição do código para *python* de maneira a liberar o código do Matlab®.

REFERÊNCIAS

BAZAN, Gustavo Henrique; SCALASSARA, Paulo Rogério; ENDO, Wagner; GOEDEL, Alessandro; GODOY, Wagner Fontes; PALÁCIOS, Rodrigo Henrique Cunha. Status fault analysis of three-phase induction information measures and artificial neural networks. **Electric Power Systems Research**, v.143, p. 347 - 356, 2017.

BIGLIASSI, Marcelo; SCALASSARA, Paulo Rogério; KANTHACK, Thiago Ferreira Dias; ABRÃO, Taufik; MORAES, Antonio Carlos de; ALTIMARI, Leandro Ricardo. Fourier and Wavelet Spectral Analysis of EMG Signals in 1-km Cycling Time-Trial. **Applied Mathematics**, v. 5, p. 1878-1886, 2014.

CAMATA, Thiago Viana. **Efeitos sobre a ingestão de cafeína sobre o desempenho físico de ciclistas em prova de contra-relógio de 1 km**. Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Londrina, 2011.

CAPARELLI, Thiago Bruno. **Projeto e desenvolvimento de um sistema multicanal de biotelemetria para a detecção de sinais ECG, EEG e EMG**. 2007. 109f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2007.

DE LUCA, Carlo J.; ADAM, Alexander; WOTIZ, Robert; GILMORE, L. Donald; NAWAB, S. Hamid. Decomposition of surface EMG signals. **Journal of neurophysiology**, v. 96, n. 3, p. 1646 - 1657, 2006.

DE LUCA, Carlo J.; BASMAJIAN, John. V. **Muscles Alive: Their functions revealed by Electromyography**. 5. ed. Maltimore: Williams and Wilkins, 1985.

ENOKA, Roger M. STUART, Douglas G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of applied physiology**, Arizona, v. 75, n. 5, p. 1631-1648, 1992.

GRAPS, Amara. Introduction to a Wavelet. **IEE, Computational Science & Engineering**, v. 2, n. 2, p. 50-61, 1995.

GUIDO, Rodrigo Capobianco; SLAETS, Jan Frans Willen; KÖBERLE, Roland; ALMEIDA, Lírio Onofre Batista; PEREIRA, José Carlos. A new technique to construct a wavelet transform matching a specified signal with applications to digital, real time, spike, and overlap pattern recognition. **Digital Signal Processing**, v. 16, n. 1, p. 24-44, 2005.

JI, Sai; HUANG, Liping; WANG, Jin; WANG, Jinwei; SHEN, Jian. The application of wavelet threshold on compressive sensing in wireless sensor networks. **International Journal of Hybrid Information Technology**, v. 7, n. 1, p. 225-232, 2014.

MANNION, Anne F.; DOLAN, P. Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 74, n. 5, p. 411-419, 1996.

MEHRA, Isha; NISHCHAL, Naveen K. Image fusion using wavelet transform and its application to asymmetric cryptosystem and hiding. **Optics express**, v. 22, n. 5, p. 5474-5482, 2014.

MOORE, James; ZOURIDAKIS, George. **Biomedical Technology and Devices Handbook**. Boca Raton: CRC Press, 2003.

PERALTA, Casimiro Cabrera; CABRERA, Marilia Abud de; ROSA, Rossana Abud Cabrera; VUOLO, Roseliz Abud Cabrera. **Fisiologia: Base para o diagnóstico clínico e laboratorial**. Birigui: Editora Boreal, 2007.

PHINYOMARK, Angkoon; LIMSAKUL, Chusak; PHUKPATTARANONT, Pornchai. Optimal wavelet functions in wavelet denoising for multifunction myoelectric. **ECTI Transactions on Electrical Eng., Electronics, and Communications.**—ECTI, v. 8, n. 1, p. 43-52, 2009.

RICIOTTI, Antonio Carlos Duarte. **Utilização de wavelets no processamento de sinais EMG**. 2006. 116 f. Dissertação (mestrado) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, 2006.

SILVA, Henrique; FERREIRA, Hugo; BUJAN, Julia; RODRIGUES, L. Monteiro. A transformada de wavelet como uma ferramenta para a caracterização da resposta vascular no membro inferior humano. **Jornal de investigação biomédica**, v. 11, n. 1, p. 75-80, 2014.

TURNER, M. **Bases de eletroencefalografia clínica**. Editoria Paidós, 1971.

WERLANG, Márcia; PAZOS, Rúben Eduardo Panta; MARDER, Luciano; SCHNEIDER, Rosana de Cássia de Souza; FACHINI, Daniela; GERBASE, Annelise Engel; FERRÃO, Marco Flôres. Aplicação das transformadas wavelets em dados de espectroscopia no infravermelho para a determinação de biodiesel e óleo vegetal em blendas de biodiesel/óleo vegetal/ diesel. **Orbital-The Electronic Journal of Chemistry**, v. 5, n. 4 p. 242-248, 2014.

APÊNDICE A

Este apêndice apresenta, analogamente ao apresentado na Tabela 1 do texto, os dados de valor médio das frequências medianas, *slope*, desvio padrão e variância para todos os voluntários analisados.

Tabela 4 – Resultados de acordo com a análise do voluntário 01 para as wavelets mães db2, db4, db7, bior5.5, rbio2.2, sym2, sym5 e coif4.

<i>Wavelet</i>	Músculo	Valor médio das frequências medianas	Slope	Desvio padrão	Variância
db2	Reto femoral	73,032	-0.0055385	2,5587	6,5471
db2	Vasto medial	64,592	-0.0032266	2,6514	7,0297
db2	Vasto lateral	99,63	-0.0080777	5,689	32,364
db4	Reto femoral	75,4870	-0.0061696	2,8181	7,9414
db4	Vasto medial	66,3390	-0.0032831	2,7382	7,4980
db4	Vasto lateral	101,4700	-0.0068094	6,3489	40,3080
db7	Reto femoral	72,3490	-0.0086521	2,8082	7,8859
db7	Vasto medial	63,0090	-0.001422	2,6318	6,9262
db7	Vasto lateral	95,8490	-0.0083891	5,4406	29,6000
bior5.5	Reto femoral	67,2070	-0.0050425	2,5707	6,6084
bior5.5	Vasto medial	59,0900	-0.0028772	2,3737	5,6344
bior5.5	Vasto lateral	89,9290	-0.0072603	5,8116	33,7750
rbio2.2	Reto femoral	84,7710	-0.0078413	3,1281	9,7847
rbio2.2	Vasto medial	74,8840	-0.0043458	3,2337	10,4570
rbio2.2	Vasto lateral	115,2100	-0.0076926	6,7355	45,3670
sym2	Reto femoral	73,0320	-0.0055385	2,5587	6,5471
sym2	Vasto medial	64,5920	-0.0032266	2,6514	7,0297
sym2	Vasto lateral	99,6300	-0.0080777	5,6890	32,3640
sym5	Reto femoral	69,9910	-0.0053616	2,5296	6,3989
sym5	Vasto medial	61,4240	-0.0020886	2,4604	6,0535
sym5	Vasto lateral	94,3860	-0.0081339	6,1001	37,2120
coif4	Reto femoral	72,6230	-0.0057066	2,6519	7,0325
coif4	Vasto medial	63,3880	-0.0027509	2,5576	6,5414
coif4	Vasto lateral	97,1290	-0.0079604	6,1500	37,8220

Fonte: Autoria Própria.

Tabela 5 – Resultados de acordo com a análise de um voluntário 02 para as wavelets mães db2, db4, db7, bior5.5, rbio2.2, sym2, sym5 e coif4.

<i>Wavelet</i>	Músculo	Valor médio das frequências medianas	Slope	Desvio padrão	Variância
db2	Reto femoral	72,17	0.00056087	3,5475	12,584
db2	Vasto medial	80,319	-0.00056282	5,6342	31,744
db2	Vasto lateral	8,212	-0.006325	4,5008	20,257
db4	Reto femoral	74,0330	0.00056379	3,7532	14,0860
db4	Vasto medial	82,4840	-0.00068424	5,8608	34,3490
db4	Vasto lateral	83,9520	-0.0061389	4,8061	23,0990
db7	Reto femoral	70,8790	-0.00071981	3,7786	14,2780
db7	Vasto medial	78,8010	-0.00019667	5,6130	31,5050
db7	Vasto lateral	79,9880	-0.0060944	4,5168	20,4010
bior5.5	Reto femoral	65,8920	0,2291	3,3686	11,3470
bior5.5	Vasto medial	73,3050	-0.00092976	5,3406	28,5220
bior5.5	Vasto lateral	74,4090	-0.0056849	4,3842	19,2210
rbio2.2	Reto femoral	83,5210	0.00080799	4,0628	16,5070
rbio2.2	Vasto medial	92,8910	-0.0012738	6,7564	45,6480
rbio2.2	Vasto lateral	95,0920	-0.0087584	5,5307	30,5890
sym2	Reto femoral	72,1700	0.00056087	3,5475	12,5840
sym2	Vasto medial	80,3190	-0.00056282	5,6342	31,7440
sym2	Vasto lateral	82,1200	-0.006325	4,5008	20,2570
sym5	Reto femoral	68,9130	-0,7819	3,5552	12,6390
sym5	Vasto medial	76,7170	-0.00078625	5,5082	30,3400
sym5	Vasto lateral	78,1420	-0.0059682	4,5521	20,7210
coif4	Reto femoral	71,1960	-0.00046541	3,7023	13,7070
coif4	Vasto medial	79,1560	-0.0008355	5,5992	31,3510
coif4	Vasto lateral	80,4720	-0.0056562	4,6838	21,9380

Fonte: Autoria Própria.

Tabela 6 – Resultados de acordo com a análise do voluntário 03 para as wavelets mães db2, db4, db7, bior5.5, rbio2.2, sym2, sym5 e coif4.

<i>Wavelet</i>	Músculo	Valor médio das frequências medianas	Slope	Desvio padrão	Variância
db2	Reto femoral	72,964	-0.0071026	8,7952	77,356
db2	Vasto medial	970,18	0.0021526	4,3675	19,075
db2	Vasto lateral	859,36	0.0050658	3,8654	14,942
db4	Reto femoral	76,5760	-0.0053624	8,0415	64,6660
db4	Vasto medial	99,2330	0.00137	4,4998	20,2480
db4	Vasto lateral	88,5880	0.0047561	3,9467	15,5770
db7	Reto femoral	73,5600	-0.0053606	7,1978	51,8080
db7	Vasto medial	94,2880	0.00051881	4,4309	19,6330
db7	Vasto lateral	84,7910	0.0040009	3,8499	14,8220
bior5.5	Reto femoral	68,0350	-0.0058285	6,5237	42,5590
bior5.5	Vasto medial	87,9020	0.0010306	4,1672	17,3660
bior5.5	Vasto lateral	78,9620	0.0039892	3,6378	13,2340
rbio2.2	Reto femoral	78,2660	-0.012287	12,2610	150,3200
rbio2.2	Vasto medial	112,4200	0.0002053	5,2980	28,0690
rbio2.2	Vasto lateral	99,7280	0.005919	4,5350	20,5660
sym2	Reto femoral	72,9640	-0.0071026	8,7952	77,3560
sym2	Vasto medial	97,0180	0.0021526	4,3675	19,0750
sym2	Vasto lateral	85,9360	0.0050658	3,8654	14,9420
sym5	Reto femoral	71,2510	-0.0057159	7,1520	51,1520
sym5	Vasto medial	92,1790	0.0012755	4,3523	18,9420
sym5	Vasto lateral	82,4490	0.0046196	3,7674	14,1930
coif4	Reto femoral	73,8860	-0.0058672	7,0882	50,2430
coif4	Vasto medial	94,9200	0,5871	4,4543	19,8410
coif4	Vasto lateral	85,0030	0.0045412	3,9346	15,4810

Fonte: Autoria Própria.

Tabela 7 – Resultados de acordo com a análise do voluntário 04 para as wavelets mães db2, db4, db7, bior5.5, rbio2.2, sym2, sym5 e coif4.

<i>Wavelet</i>	Músculo	Valor médio das frequências medianas	Slope	Desvio padrão	Variância
db2	Reto femoral	11,969	0.0024944	6,0259	36,311
db2	Vasto medial	93,747	0.011692	7,1297	50,832
db2	Vasto lateral	11,991	-0.0075325	6,9504	48,309
db4	Reto femoral	123,4200	0.00065694	5,1474	26,4960
db4	Vasto medial	97,1400	0.0087638	7,3815	54,4870
db4	Vasto lateral	123,2400	-0.003416	5,4393	29,5860
db7	Reto femoral	117,3900	0.0025172	5,9209	35,0570
db7	Vasto medial	92,2090	0.011755	7,3486	54,0010
db7	Vasto lateral	116,7500	-0.0067827	7,5602	57,1570
bior5.5	Reto femoral	109,5100	0.0018852	4,7738	22,7890
bior5.5	Vasto medial	86,0140	0.0088861	6,6849	44,6880
bior5.5	Vasto lateral	109,4800	-0.0033619	4,8941	23,9530
rbio2.2	Reto femoral	139,4700	0.0046512	6,3363	40,1490
rbio2.2	Vasto medial	109,0400	0.0089819	8,1398	66,2570
rbio2.2	Vasto lateral	140,0700	-0.00069073	6,2474	39,0290
sym2	Reto femoral	119,6900	0.0024944	6,0259	36,3110
sym2	Vasto medial	93,7470	0.011692	7,1297	50,8320
sym2	Vasto lateral	119,9100	-0.0075325	6,9504	48,3090
sym5	Reto femoral	114,9100	0.0021673	4,8434	23,4590
sym5	Vasto medial	90,0570	0.010079	7,0473	49,6650
sym5	Vasto lateral	114,8800	-0.0026916	5,0926	25,9340
coif4	Reto femoral	118,4500	0.0032681	5,5138	30,4020
coif4	Vasto medial	92,8440	0.010667	7,3279	53,6990
coif4	Vasto lateral	118,6800	-0.0029041	5,4385	29,5770

Fonte: Autoria Própria.

Tabela 8 – Resultados de acordo com a análise do voluntário 05 para as wavelets mães db2, db4, db7, bior5.5, rbio2.2, sym2, sym5 e coif4.

<i>Wavelet</i>	Músculo	Valor médio das frequências medianas	Slope	Desvio padrão	Variância
db2	Reto femoral	90,625	0.00028422	4,3672	19,072
db2	Vasto medial	8,242	0.021193	11,797	139,16
db2	Vasto lateral	812,98	0.0065866	4,6934	22,028
db4	Reto femoral	92,5680	0.00018415	4,6457	21,5830
db4	Vasto medial	84,9840	0.024975	13,0080	169,2000
db4	Vasto lateral	83,1150	0.0080516	4,7618	22,6750
db7	Reto femoral	88,0500	0.0016184	4,5538	20,7370
db7	Vasto medial	81,1380	0.023469	12,6360	159,6700
db7	Vasto lateral	79,2150	0.0083417	4,4715	19,9940
bior5.5	Reto femoral	82,0130	-0.0011783	4,0230	16,1840
bior5.5	Vasto medial	75,4960	0.021082	11,1130	123,5000
bior5.5	Vasto lateral	73,4450	0.0062912	4,1651	17,3480
rbio2.2	Reto femoral	104,9100	0.00050084	5,2669	27,7400
rbio2.2	Vasto medial	93,8250	0.013829	12,0210	144,4900
rbio2.2	Vasto lateral	94,0300	0.0059395	5,4339	29,5280
sym2	Reto femoral	90,6250	0.00028422	4,3672	19,0720
sym2	Vasto medial	82,4200	0.021193	11,7970	139,1600
sym2	Vasto lateral	81,2980	0.0065866	4,6934	22,0280
sym5	Reto femoral	86,0570	-0.0011719	4,1580	17,2890
sym5	Vasto medial	79,1160	0.023734	12,3140	151,6400
sym5	Vasto lateral	77,2040	0.0065237	4,4643	19,9300
coif4	Reto femoral	88,7860	-0.00015954	4,4282	19,6090
coif4	Vasto medial	81,4210	0.022826	12,4540	155,1100
coif4	Vasto lateral	79,3170	0.0061324	4,4791	20,0620

Fonte: Aatoria Própria.

Tabela 9 – Resultados de acordo com a análise do voluntário 06 para as wavelets mães db2, db4, db7, bior5.5, rbio2.2, sym2, sym5 e coif4.

<i>Wavelet</i>	Músculo	Valor médio das frequências medianas	Slope	Desvio padrão	Variância
db2	Reto femoral	887,97	0.0020119	4,9502	24,504
db2	Vasto medial	94,456	0.011549	8,865	78,588
db2	Vasto lateral	99,276	0.0076445	5,4789	30,019
db4	Reto femoral	89,6460	0.00051989	5,0177	25,1770
db4	Vasto medial	97,0850	0.013472	9,4170	88,6790
db4	Vasto lateral	100,2400	0.0099148	5,9144	34,9800
db7	Reto femoral	84,7840	0.0016643	4,7005	22,0940
db7	Vasto medial	92,6160	0.011774	8,9894	80,8090
db7	Vasto lateral	94,6790	0.0091641	5,6948	32,4310
bior5.5	Reto femoral	79,2560	0.001039	4,2165	17,7790
bior5.5	Vasto medial	85,9660	0.010836	8,2895	68,7160
bior5.5	Vasto lateral	88,4530	0.0082358	5,2729	27,8040
rbio2.2	Reto femoral	103,0700	-0.0010738	5,8699	34,4560
rbio2.2	Vasto medial	109,5900	0.012194	10,3160	106,4100
rbio2.2	Vasto lateral	115,3900	0.0095436	6,4638	41,7800
sym2	Reto femoral	88,7970	0.0020119	4,9502	24,5040
sym2	Vasto medial	94,4560	0.011549	8,8650	78,5880
sym2	Vasto lateral	99,2760	0.0076445	5,4789	30,0190
sym5	Reto femoral	83,3390	0.00063133	4,4815	20,0840
sym5	Vasto medial	90,1760	0.011198	8,6654	75,0890
sym5	Vasto lateral	93,2280	0.0083894	5,4607	29,8190
coif4	Reto femoral	85,6300	0.0017115	4,7241	22,3170
coif4	Vasto medial	92,8980	0.011953	8,9496	80,0960
coif4	Vasto lateral	95,4330	0.0092675	5,5371	30,6600

Fonte: Autoria Própria.

Tabela 10 – Resultados de acordo com a análise do voluntário 07 para as wavelets mães db2, db4, db7, bior5.5, rbio2.2, sym2, sym5 e coif4.

<i>Wavelet</i>	Músculo	Valor médio das frequências medianas	Slope	Desvio padrão	Variância
db2	Reto femoral	81,386	-0.00087467	4,1024	16,83
db2	Vasto medial	919,02	0.022502	7,4112	54,926
db2	Vasto lateral	908,98	-0.0030893	4,4519	19,82
db4	Reto femoral	83,7820	-0.00077633	4,3276	18,7280
db4	Vasto medial	93,3470	0.02244	7,5070	56,3540
db4	Vasto lateral	93,7030	-0.0023731	4,7044	22,1320
db7	Reto femoral	80,2990	0.00073505	4,2088	17,7140
db7	Vasto medial	88,1990	0.019369	7,1202	50,6970
db7	Vasto lateral	89,7730	-0.0041049	4,4722	20,0010
bior5.5	Reto femoral	74,4900	-0.00031041	3,9394	15,5190
bior5.5	Vasto medial	82,2660	0.019348	6,3416	40,2170
bior5.5	Vasto lateral	83,3950	-0.001837	4,2237	17,8390
rbio2.2	Reto femoral	94,0220	0.00023644	4,7906	22,9500
rbio2.2	Vasto medial	106,1900	0.024435	8,4765	71,8510
rbio2.2	Vasto lateral	105,2200	-0.0065191	5,0629	25,6330
sym2	Reto femoral	81,3860	-0.00087467	4,1024	16,8300
sym2	Vasto medial	91,9020	0.022502	7,4112	54,9260
sym2	Vasto lateral	90,8980	-0.0030893	4,4519	19,8200
sym5	Reto femoral	77,9520	-0,8859	4,0359	16,2880
sym5	Vasto medial	86,4010	0.019559	6,7820	45,9950
sym5	Vasto lateral	87,1740	-0.0028837	4,3287	18,7380
coif4	Reto femoral	80,3690	0.00047101	4,2685	18,2200
coif4	Vasto medial	88,7280	0.019635	6,8404	46,7910
coif4	Vasto lateral	90,1460	-0.0042552	4,5074	20,3170

Fonte: Autoria Própria.

Tabela 11 – Resultados de acordo com a análise do voluntário 08 para as wavelets mães db2, db4, db7, bior5.5, rbio2.2, sym2, sym5 e coif4.

<i>Wavelet</i>	Músculo	Valor médio das frequências medianas	Slope	Desvio padrão	Variância
db2	Reto femoral	84.896	-0.08995	6.772	45.863
db2	Vasto medial	96.159	-0.058844	7.237	52.379
db2	Vasto lateral	96.422	-0.084847	8.152	66.458
db4	Reto femoral	87.236	-0.078363	7.421	55.077
db4	Vasto medial	98.103	-0.065475	7.419	55.052
db4	Vasto lateral	99.336	-0.086679	8.083	65.347
db7	Reto femoral	83.241	-0.07379	7.011	49.154
db7	Vasto medial	93.262	-0.053291	6.523	42.558
db7	Vasto lateral	94.72	-0.088308	8.162	66.623
bior5.5	Reto femoral	77.626	-0.066586	6.566	43.113
bior5.5	Vasto medial	86.661	-0.043725	6.318	39.917
bior5.5	Vasto lateral	88.047	-0.07182	7.285	53.074
rbio2.2	Reto femoral	98.579	-0.11005	8.100	65.609
rbio2.2	Vasto medial	110.91	-0.047918	8.641	74.678
rbio2.2	Vasto lateral	111.53	-0.10542	9.380	87.993
sym2	Reto femoral	84.896	-0.08995	6.772	45.863
sym2	Vasto medial	96.159	-0.058844	7.237	52.379
sym2	Vasto lateral	96.422	-0.084847	8.152	66.458
sym5	Reto femoral	81.268	-0.07576	6.521	42.524
sym5	Vasto medial	90.886	-0.059384	6.867	47.156
sym5	Vasto lateral	92.157	-0.08413	7.650	58.533
coif4	Reto femoral	83.682	-0.083731	7.087	50.238
coif4	Vasto medial	93.729	-0.053646	6.660	44.364
coif4	Vasto lateral	95.12	-0.096598	8.174	66.827

Fonte: Autoria Própria.

Tabela 12 – Resultados de acordo com a análise do voluntário 09 para as wavelets mães db2, db4, db7, bior5.5, rbio2.2, sym2, sym5 e coif4.

<i>Wavelet</i>	Músculo	Valor médio das frequências medianas	Slope	Desvio padrão	Variância
db2	Reto femoral	77.584	-0.063157	8.616	74.243
db2	Vasto medial	73.4	-0.071358	9.122	83.221
db2	Vasto lateral	89.928	0.068493	8.910	79.393
db4	Reto femoral	79.874	-0.054064	8.800	77.449
db4	Vasto medial	75.648	-0.068534	9.704	94.184
db4	Vasto lateral	92.238	0.076516	9.298	86.469
db7	Reto femoral	76.296	-0.055317	8.713	75.928
db7	Vasto medial	72.292	-0.068139	9.289	86.29
db7	Vasto lateral	87.96	0.072867	9.334	87.124
bior5.5	Reto femoral	70.915	-0.057061	8.341	69.575
bior5.5	Vasto medial	66.807	-0.06547	9.069	82.251
bior5.5	Vasto lateral	81.837	0.067289	8.3983	70.531
rbio2.2	Reto femoral	89.78	-0.082566	10.215	104.35
rbio2.2	Vasto medial	84.764	-0.098247	10.950	119.9
rbio2.2	Vasto lateral	103.84	0.10264	10.210	104.25
sym2	Reto femoral	77.584	-0.063157	8.616	74.243
sym2	Vasto medial	73.4	-0.071358	9.122	83.221
sym2	Vasto lateral	89.928	0.068493	8.910	79.393
sym5	Reto femoral	74.096	-0.066425	8.684	75.411
sym5	Vasto medial	69.831	-0.06948	9.225	85.108
sym5	Vasto lateral	85.659	0.068787	8.594	73.858
coif4	Reto femoral	76.649	-0.057758	9.075	82.362
coif4	Vasto medial	72.112	-0.073354	9.555	91.3
coif4	Vasto lateral	88.275	0.079787	9.467	89.629

Fonte: Autoria Própria.