

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
CURSO ENGENHARIA ELÉTRICA**

FERNANDO PEREIRA DOS SANTOS

**ANÁLISE DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA USANDO
SEGMENTAÇÃO E TRANSFORMADA WAVELET**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

**CORNÉLIO PROCÓPIO
2015**

FERNANDO PEREIRA DOS SANTOS

**ANÁLISE DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA USANDO
SEGMENTAÇÃO E TRANSFORMADA WAVELET**

Trabalho de conclusão de curso apresentado como requisito parcial à obtenção do título de engenheiro eletricitista da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Câmpus Cornélio Procópio.

Orientador: Prof. Dr. Paulo R. Scalassara.

Co-Orientador: Prof. Dr. Wagner Endo.



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



FOLHA DE APROVAÇÃO

Fernando Pereira dos Santos

Análise de sinais de eletromiografia usando segmentação e transformada wavelet.

Trabalho de conclusão de curso apresentado às 10:00hs do dia 12/11/2015 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). Cristiano Marcos Agulhari - (Membro)

Prof(a). Dr(a). Bruno Catarino Bispo - (Membro)

Dedico este trabalho aos meus pais, Valter e Gislene, que sempre priorizaram minha formação pessoal e profissional e fizeram o seu melhor para que eu tivesse todas as condições necessárias.

Dedico também à minha namorada Caroline por estar sempre ao meu lado e me apoiar nos momentos difíceis, e aos meus amigos e colegas pelo incentivo e apoio constante.

Agradecimentos

Quero agradecer, em primeiro lugar, a Deus, pela força e coragem durante toda esta longa caminhada.

À todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu muito obrigado.

Sumário

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

Lista de Siglas

Resumo

Abstract

1	Introdução	13
1.1	Objetivos	14
1.2	Estrutura do Trabalho	15
2	Fundamentação Teórica	16
2.1	Eletromiografia	16
2.1.1	Medidas Temporais e Espectrais do Sinal de EMG	19
2.1.2	Fadiga Muscular	20
2.2	Transformada <i>Wavelet</i>	22
3	Materiais e Métodos	26
3.1	Sinais de EMG	26
3.2	Algoritmo de segmentação	29
3.3	Software para Obtenção da Frequência Mediana	36
4	Resultados e Discussões	39

5 Considerações Finais

43

Referências

44

Lista de Figuras

Figura 2.1	Exemplo de sinal eletromiográfico	17
Figura 2.2	Representação da soma dos potenciais de ação individuais de cada fibra muscular	17
Figura 2.3	Alguns elementos que influenciam o sinal de EMGs: (1) o diâmetro da fibra muscular, (2) a interface eletrodo-pele, (3) o número de unidades motoras ativas, (4) a distância entre a superfície da pele e as fibras musculares, (5) a distância inter-eletrodos, (6) taxa de disparo das unidades motoras.	18
Figura 2.4	Curva de frequência de uma distribuição não simétrica, área 1 é igual a área 2.	20
Figura 2.5	Força vs. Frequência Mediana do sinal EMG.	22
Figura 2.6	Sinal original (A) representado no domínio da frequência pela Transformada Rápida de Fourier (B).	23
Figura 2.7	(A) Janela de análise propiciadas pela STFT. (B) Janela de análise propiciadas pela WT.	24
Figura 2.8	Componentes <i>wavelet</i> para uma janela com <i>burst</i> de sinal de tamanho 1024 pontos.	25
Figura 3.1	Ciclossimulador modelo Velotron DYNAFIT (Racer Mate, USA).	27

Figura 3.2	Sinal Eletromiográfico dos Músculos Vasto Lateral (superior), Reto Femoral (meio) e Vasto Medial (inferior).	27
Figura 3.3	Sinal Eletromiográfico destacado trecho composto de burst e silêncio de sinal.	28
Figura 3.4	Eletromiógrafo de 8 canais TeleMyo 2400 TG2.	28
Figura 3.5	Fluxograma do algoritmo de segmentação do sinal de EMG.	30
Figura 3.6	Representação do valor de gatilho e recuo.	32
Figura 3.7	Apresentação das janelas identificando as regiões de interesse do sinal eletromiográfico para o músculo Vasto Lateral.	32
Figura 3.8	Apresentação das janelas identificando as regiões de interesse do sinal eletromiográfico para o músculo Vasto Medial.	33
Figura 3.9	Apresentação das janelas identificando as regiões de interesse do sinal eletromiográfico para o músculo Reto Femoral.	33
Figura 3.10	Sinal somente com Bursts, região de silêncio deletada.	34
Figura 3.11	Sinal somente com Bursts, sinal compactado.	34
Figura 3.12	Comparação entre o sinal original e o segmentado do músculo Vasto Lateral.	35
Figura 3.13	Comparação entre o sinal original e o segmentado do músculo Vasto Medial.	35
Figura 3.14	Comparação entre o sinal original e o segmentado do músculo Reto Lateral.	35

Figura 3.15 Software EMG Signal Processing.	36
Figura 3.16 Exemplo de resultados obtidos à partir do software EMG Signal Processing.	37
Figura 4.1 Gráfico do erro percentual do número de janelas para os três músculos estudados.	40
Figura 4.2 Apresentação da reta linearizada das frequência medianas e os valores de frequência mediana para cada ponto para o músculo Vasto Lateral.	41
Figura 4.3 Apresentação da reta linearizada das frequência medianas e os valores de frequência mediana para cada ponto para o músculo Vasto Medial.	41
Figura 4.4 Apresentação da reta linearizada das frequência medianas e os valores de frequência mediana para cada ponto para o músculo Reto Femoral.	42

Lista de Tabelas

Tabela 4.1	Número de <i>bursts</i> do sinal original por músculo para cada indivíduo.	39
Tabela 4.2	Número de janelas obtidas pelo algoritmo.	40
Tabela 4.3	Wavelet db4 voluntário 1 sinal original.	42
Tabela 4.4	Wavelet db4 voluntário 1 sinal segmentado.	42

Lista de Siglas

VL *Vasto Lateral*

VM *Vasto Medial*

RF *Reto Femoral*

EMG *Eletromiografia*

FT *Transformada de Fourier*

FFT *Transformada rápida de Fourier*

STFT *Transformada de Fourier de Tempo Curto*

WT *Transformada wavelet*

CWT *Transformada Wavelet Contínua*

GEPESINE *Grupo de Estudo e Pesquisa em Sistema Neuromuscular e Exercício da Universidade Estadual de Londrina*

Resumo

Santos, Fernando Pereira dos. Análise de Sinais de Eletromiografia Usando Segmentação e Transformada Wavelet. 50 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso)- Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Tecnológica Federal do Parana. Cornélio Procópio, 2015.

Neste trabalho, apresenta-se o desenvolvimento de um algoritmo capaz de fazer a segmentação do sinal eletromiográfico como um meio para refinar a análise de fadiga muscular. O método utilizado consiste no pré-processamento do sinal, com uma técnica de segmentação, sendo as regiões de silêncio do sinal removidas, ficando somente a região com informação relevante para análise. Na etapa de processamento, é utilizado o software *EMG Signal Processing*, o qual aplica a transformada *Wavelet* ao sinal para obtenção da frequência mediana como parâmetro indicador de fadiga muscular. Na análise dos resultados com o algoritmo de segmentação, obteve-se uma correta seleção das janelas de interesse maior de que 95%. A segmentação do sinal eletromiográfico trouxe uma melhor aproximação ao valor da frequência mediana quando comparada ao sinal original, mostrando que a segmentação pode ser aplicada para refinar a análise de fadiga muscular em sinais de eletromiografia.

Palavras-chave: Segmentação de Sinais; Eletromiografia; Transformada Wavelet; Fadiga Muscular.

Abstract

Santos, Fernando Pereira dos. Electromyography Signal Analysis using segmentation and Wavelet Transform. 50 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso)- Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Tecnológica Federal do Parana. Cornélio Procópio, 2015.

In this work, we present shown the development of an algorithm, capable to segment the electromyographic signal in order to refine muscle fatigue analysis. The method consists of the signal pre-processing using a segmentation technique, where the silence of regions are removed, leaving only the region with relevant information for analysis. In the processing step, we used a software called EMG Signal Processing, which applies the wavelet transform to the signal to obtain the median frequency as an indicator of muscle fatigue. The results of the segmentation algorithm presented a correct window selection over 95%. The segmentation of the electromyographic signal brought a better approximation to the value of the median frequency compared to the original signal, therefore, we conclude that the signal segmentation can be used to refine the muscular fatigue analysis with electromyography signals..

Key-words: Signal Segmentation, Electromyography, Wavelet Transform, Muscle Fatigue.

1 Introdução

A eletromiografia (EMG) é uma técnica de coleta de sinais musculares, e uma de suas características é o fato de que a coleta dos sinais pode ser efetuada de forma não invasiva. Devido a essa característica, pode ser feita a coleta dos sinais de EMG sem causar desconforto ao indivíduo, através de eletrodos que são colocados sobre a pele (De Luca et al., 2006).

O sinal de EMG carrega as informações fisiológicas dos músculos dos indivíduos, essas informações tornam possível a avaliação de suas características musculares, que são responsáveis por determinar o estado do organismo após o período de treinamento. Dentre as características, a principal para este estudo é a medida de fadiga muscular (LIU et al., 2006; BONATO; GAGLIATI; KNAFLITZ, 1996).

Segundo De Luca et al. (2006) a fadiga muscular é considerada como o ato de não reprodução de determinado nível de potência muscular ao longo do tempo. A fadiga ocorre como uma falha na transmissão do impulso nervoso, podendo ser voluntária ou involuntária. Como consequência, ocorre a redução do número de unidades motoras ativas (UMs) e diminuição da frequência de disparo dos motoneurônios (ASCENSÃO et al., 2003).

Uma forma de avaliar o momento de fadiga muscular é por meio da análise do sinal de EMG, que é emitido pelo músculo esquelético (CAMATA, 2011). Neste trabalho, foram analisados os sinais de EMG dos três músculos superficiais do quadríceps, Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) e Reto Femoral (RF), durante a realização de testes em laboratório que simulam o treinamento do atleta.

O teste abordado foi o ciclismo, voluntários foram submetidos a ciclossimuladores, que são equipamentos capazes de recriar em laboratório muitas das características de corridas reais, e foi simulada a corrida de 1km contra o relógio, de forma que os voluntários tinham que pedalar o mais rápido possível para forçar o surgimento da condição de fadiga muscular. Os sinais utilizados foram coletados de ciclistas voluntários pelo GEPESINE (CAMATA, 2011; BIGLIASSI et al., 2014).

O objetivo da aquisição desse sinal é observar o comportamento da frequência medi-

ana, onde o seu decaimento indica queda no rendimento muscular e a constatação da fadiga muscular (MANNION; DOLAN, 1996). Como existe essa relação entre diminuição da frequência mediana com o aparecimento do processo de fadiga, são utilizadas ferramentas para obtenção do sinal no domínio da frequência para obtenção deste parâmetro (De Luca et al., 2006).

A transformada de tempo curto de Fourier (STFT) é uma das primeiras ferramentas utilizada para o processamento do sinal EMG, porém em consequência de variações na força muscular, comprimento e velocidade de contração, esta ferramenta vem sendo substituída por outras como por exemplo a transformada *Wavelet* (SIFUZZAMAN; ISLAM; ALI, 2009; MOSHOU et al., 2000). Esta técnica consiste no mapeamento do sinal em função do tempo e frequência, partindo de uma função de base conhecida como *wavelet* mãe, produzindo um conjunto de sinais ortogonais (MOSHOU et al., 2000; STRANG; NGUYEN, 1996).

Com a finalidade de aprimorar a análise de sinais de EMG, foi utilizada a técnica de segmentação do sinal, isso para isolar uma das características dos sinais de EMG em exercícios dinâmicos, que é a presença de momentos de silêncio no meio do sinal. A técnica de segmentação consiste em retirar as regiões de silêncio e separar as regiões de interesse para posterior análise utilizando outras ferramentas (AZEVEDO, 2007). Diante disso, neste trabalho apresenta-se o desenvolvimento de um algoritmo no software Matlab, que faça a segmentação de sinais de EMG para posterior análise no software de obtenção da frequência mediana e avaliação da fadiga muscular.

1.1 Objetivos

O propósito do presente estudo é investigar o efeito da segmentação do sinal eletromiográfico sobre as estimativas de frequência mediana com o objetivo de refinar a análise de fadiga muscular.

Os objetivos específicos são:

- Desenvolver um algoritmo que faça a segmentação do sinal eletromiográfico, que consiste em isolar as regiões de interesse do sinal.
- Estimar a frequência mediana dos sinais usando o software *EMG Signal Processing* versão 0.8.
- Realizar análises qualitativas da variação da frequência mediana com e sem segmentação.

1.2 Estrutura do Trabalho

Para alcançar os objetivos pretendidos, divide-se este texto em 5 capítulos. Após este primeiro capítulo(introdução) no Capítulo 2 (Fundamentação Teórica), tratam-se dos principais aspectos da teoria envolvida nesse trabalho. Já no Capítulo 3 (Materiais e Métodos), apresenta-se a forma que foi construído o algoritmo, como os sinais foram obtidos e como é feita a verificação de fadiga muscular. No Capítulo 4 (Resultados e Discussões), são apresentados os resultados obtidos. Por fim, no Capítulo 5 são feitas as considerações finais sobre o trabalho.

2 Fundamentação Teórica

Neste capítulo, apresenta-se os principais conceitos que abrangem a segmentação e o processamento de sinais eletromiográficos usados neste estudo, discorre-se sobre a transformada *Wavelet*, segmentação e análise de fadiga muscular usando sinais de EMG, as quais são a base para realização deste trabalho.

2.1 Eletromiografia

Eletromiografia é a técnica em que os potenciais elétricos presentes nas fibras musculares em atividade são registrados, o que consiste em fazer a aquisição e o tratamento adequado do sinal elétrico gerado através do estímulo de unidades motoras musculares. Esta técnica, na medicina, é bastante indicada para distinguir uma contração fisiológica de uma contração patológica. Também é amplamente utilizada na área desportiva para monitoramento da ativação muscular, o que permite identificar o estado de fadiga do músculo (AZEVEDO, 2007).

Na área de bioengenharia, o registro da eletromiografia permite o estudo sobre quais tipos de músculos são empregados em cada tipo de movimento, o nível de ativação muscular enquanto o movimento é executado, a duração e intensidade da ativação muscular, e também possibilita a observação de fenômenos relacionados à fadiga muscular (HOLLMANN; HETTINGER, 1989).

O sinal de EMG é o registro de potenciais de ação produzidos durante as contrações musculares, um exemplo é apresentado na Figura 2.1. O potencial de ação é a soma espacial e temporal dos potenciais de ação individuais de todas as fibras de uma unidade motora, Figura 2.2. Origina-se da despolarização da membrana pós-sináptica, que gera um movimento de íons e este movimento cria um campo eletromagnético nas bordas das fibras musculares que são captados pelos eletrodos do eletromiógrafo (De Luca et al., 2006).

A introdução do eletrodo próximo a uma membrana excitável é o método frequentemente aplicado para aquisição dos sinais de EMG, sendo registrados os potenciais de ação

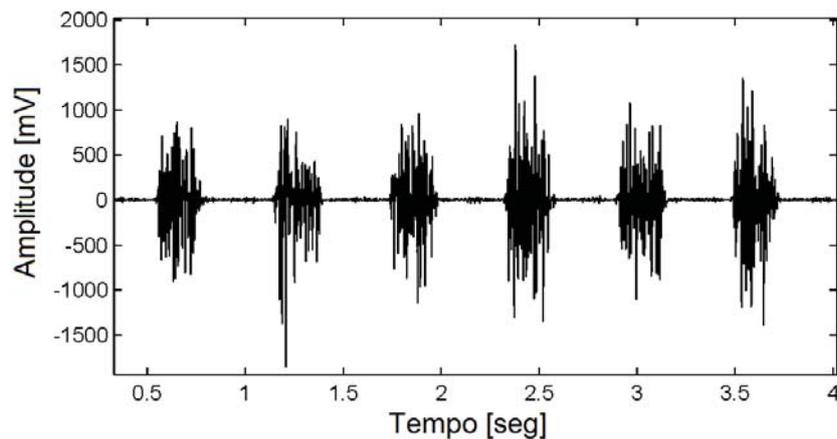


Figura 2.1: Exemplo de sinal eletromiográfico
 Fonte: Próprio autor (2015)

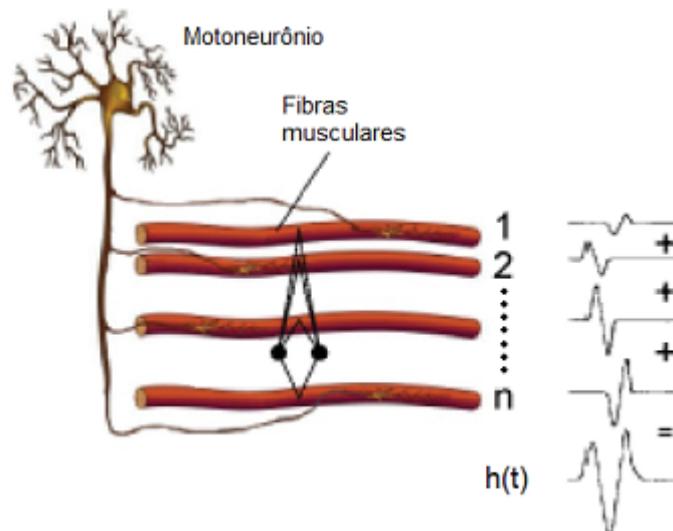


Figura 2.2: Representação da soma dos potenciais de ação individuais de cada fibra muscular
 Fonte: Adaptado de De Luca (1979)

que percorrem a mesma. Dessa forma, o potencial de ação é obtido em milivolts em relação ao tempo. Um dos pontos negativos deste método é a necessidade da inserção de eletrodos tipo agulha dentro do músculo (intramuscular), restringindo a sua aplicação em trabalhos que exigem movimentos. (De Luca, 1979).

Uma alternativa para solucionar este problema tem sido o uso de eletrodos na superfície da pele, exatamente acima do músculo a ser analisado. Essa técnica é denominada como eletromiografia de superfície, e que tem vantagens por ser uma técnica não-invasiva, de fácil aplicação e que analisa a atividade muscular em diversas situações durante tarefas motoras (KURIKI et al., 2012).

Durante a aquisição do sinal eletromiográfico, muitos fatores influenciam a amplitude do potencial de ação, como a taxa de disparo, propriedades da membrana da fibra muscular, diâmetro da fibra, distância entre a fibra muscular ativa e a localidade onde o sinal é detectado, a área da superfície dos eletrodos, onde ocorre a captação e o posicionamento dos eletrodos (De Luca et al., 2006).

Para que a contração do músculo se mantenha, o sistema nervoso manda uma série de estímulos para que as unidades motoras sejam ativadas constantemente, ocasionando um trem de pulsos de potencial de ação das unidades motoras, que apontará a taxa de disparos dos impulsos eletromiográficos (KURIKI et al., 2012).

Fatores como a resistência da pele influenciam na amplitude do sinal captado, conforme Figura 2.3. Na hora da coleta dos sinais de EMG, fatores como a posição dos eletrodos é o suficiente para que se tenha muita interferência ao obter o sinal captado e isso faz com que a comparação desses sinais entre indivíduos fique prejudicada. Para contornar esse problema tem-se a necessidade de expressar esses valores como uma porcentagem daqueles obtidos durante contrações padronizadas, normalizando previamente o sinal (KURIKI et al., 2012) (CAMATA, 2011).

O sinal EMG pode ser obtido tanto em exercícios estáticos quanto em dinâmicos. O exercício estático é o tipo de exercício onde o indivíduo levanta e mantém um peso imóvel por um determinado intervalo de tempo, em contrapartida o exercício dinâmico consiste em realizar

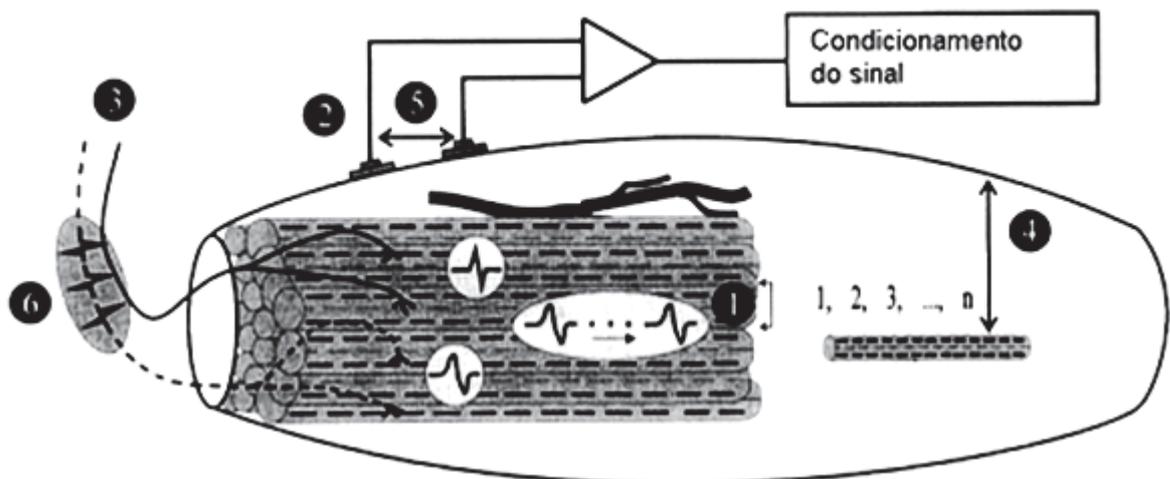


Figura 2.3: Alguns elementos que influenciam o sinal de EMGs: (1) o diâmetro da fibra muscular, (2) a interface eletrodo-pele, (3) o número de unidades motoras ativas, (4) a distância entre a superfície da pele e as fibras musculares, (5) a distância inter-eletrodos, (6) taxa de disparo das unidades motoras.

Fonte: Adaptado de KAMEN, CALDWELL, (1996)

movimento, normalmente segue a realização de movimentos específicos de algum esporte. A investigação do sinal em exercícios dinâmicos apresenta maior relevância, pois se assemelha com as condições exigidas na atividade esportiva utilizada neste estudo (STEELE, 2012).

As variações na geometria muscular devido às características dinâmicas do movimento, faz com que as posições relativas entre as unidades motoras ativas e os eletrodos de superfície também mudem, podendo alterar o sinal EMG. Mesmo com o possível deslocamento do eletrodo, há também indicações de que o início do recrutamento de unidades motoras seja menor em contração dinâmica, ou seja, o total de unidades motoras presentes na contração dinâmica é menor que na estática (De Luca, 1979).

A análise do sinal eletromiográfico pode ser interpretada tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência. No domínio do tempo, é possível acompanhar a variação do número de unidades motoras ativas durante a solicitação muscular e, no domínio da frequência, é possível acompanhar quantas vezes as unidades motoras são ativadas durante a solicitação (De Luca, 1997).

2.1.1 Medidas Temporais e Espectrais do Sinal de EMG

Entre as primeiras técnicas para avaliação do sinal de EMG, estavam a medição da amplitude pico a pico e a contagem manual do número de picos que ultrapassavam um valor de gatilho a partir do registro presente em papel. Com a evolução das ferramentas de análise, outros métodos mais modernos puderam ser aplicados (KAMEN; CALDWELL, 1996).

Na atualidade, a medida no domínio temporal mais utilizada é a raiz do valor quadrático médio (RMS). Este parâmetro calcula o valor associado à potência do sinal no intervalo analisado. A análise do sinal temporal pode indicar por quanto tempo a ativação do músculo ocorreu e também o valor da amplitude da ativação (KURIKI et al., 2012; KAMEN; CALDWELL, 1996).

Os parâmetros de frequência que se relacionam com a geração de sinal mioelétrico representam os processos fisiológicos associados à excitação das unidades motoras. O recrutamento de uma unidade motora resulta na formação de vários potenciais de ação de amplitude, forma e características de frequência específicas, e resulta na geração de um trem de potenciais específico para cada unidade motora. Assim, o conteúdo de frequência do sinal de EMG está relacionado ao número de unidades motoras envolvidas com a excitação das mesmas (KAMEN; CALDWELL, 1996).

No domínio da frequência, uma das maneiras mais comuns de se caracterizar o sinal de EMG é pela frequência mediana, que é a frequência que divide o espectro em duas metades

com base no conteúdo de energia do sinal. A mediana é um valor que divide a área, que fica entre o eixo e uma curva, em duas partes iguais, onde uma metade fica à esquerda da mediana e outra fica à direita, como apresentado na Equação 2.1 e na Figura 2.4, onde MDF é o valor da frequência mediana e f_{corte} é o valor da frequência de corte. (YAO; FUGLEVAND; ENOKA, 2000; BIGLIASSI et al., 2014).

$$\int_0^{MDF} S_w(f) df = \int_{MDF}^{f_{corte}} S_w(f) df \quad (2.1)$$

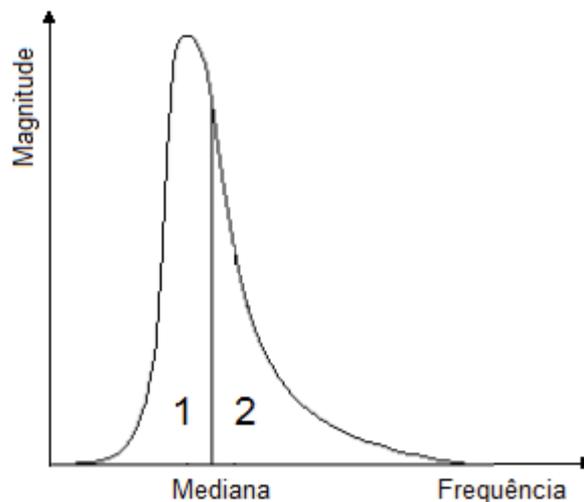


Figura 2.4: Curva de frequência de uma distribuição não simétrica, área 1 é igual a área 2.

Fonte: Próprio Autor

A frequência mediana é muito aplicada na instrumentação clínica e considerada como o melhor parâmetro devido ao procedimento computacional relativamente simples necessário para a sua estimativa, e a sua baixa sensibilidade ao ruído. Com isso a frequência mediana se torna o parâmetro de frequência mais indicado para a análise do sinal de EMG (FARINA; MERLETTI, 2000).

Essas medidas representam a velocidade de condução da fibra muscular. Assim, quando o indivíduo está em fadiga, mudanças são exibidas nesses parâmetros antes da força muscular ser afetada. Por isso são especialmente aplicadas como indicadores de início da fadiga muscular (De Luca, 1997).

2.1.2 Fadiga Muscular

O corpo humano é formado por centenas de músculos que auxiliam nos movimentos, estabilidade do esqueleto e preenchimento do corpo, uma vez que fazem ligação dos ossos com

o sistema nervoso. A propriedade de contração dos músculos ocorre por meio dos impulsos elétricos emitidos pelo sistema nervoso central através dos nervos (ASCENSÃO et al., 2003).

Uma das principais características do tecido muscular esquelético dos mamíferos é a capacidade de produzir elevados níveis de força quando ativados. Quando a capacidade de produzir repetidamente um determinado nível de força ou potência fica comprometida é quando o processo de fadiga muscular começa a acontecer, esse fenômeno pode se manifestar de maneira aguda e pode persistir por vários dias ou mesmo semanas (ASCENSÃO et al., 2003).

Quando se observa um músculo fazendo força durante um tempo, percebe-se que não é possível antecipar o momento em que ocorrerá a fadiga muscular, ou seja, é impossível prever o momento de falha do músculo somente observando a realização do exercício. Portanto usar a força como parâmetro para detecção de fadiga não é a forma adequada, assim novos estudos na área de fadiga muscular, como por exemplo o trabalho de Bigliassi et al. (2014), mostram que obtendo o sinal no domínio da frequência e verificando a modificação na queda da frequência mediana tem-se como observar a fadiga se desenvolvendo no músculo até o ponto de colapso tendo assim uma previsão do processo de fadiga muscular (BASMAJIAN; DELUCA, 1985; FLORIMOND, 2009).

O processo de fadiga interfere na propagação dos potenciais de ação e por isso provoca diminuição da velocidade de condução, a amplitude do sinal de EMG aumenta na tentativa de recrutar mais unidades motoras e a frequência mediana diminui acentuadamente. Essa mudança da frequência mediana é muito utilizada nas pesquisas sobre fadiga como parâmetro de identificação de fadiga (MELO, 2011; KAMEN; CALDWELL, 1996).

A fadiga é detectada pelo decaimento da frequência mediana, que se comporta de forma diferente da força momentos antes da falha, não se mantendo constante, esse decaimento indica o início do processo de fadiga, podendo-se assim fazer um acompanhamento do músculo que apresenta este efeito momentos antes da falha ocorrer. Com isso, fica definido que a identificação da fadiga muscular verifica-se pela modificação do decrescimento da frequência mediana do sinal EMG, como pode ser visto na Figura (2.5) (BASMAJIAN; DELUCA, 1985).

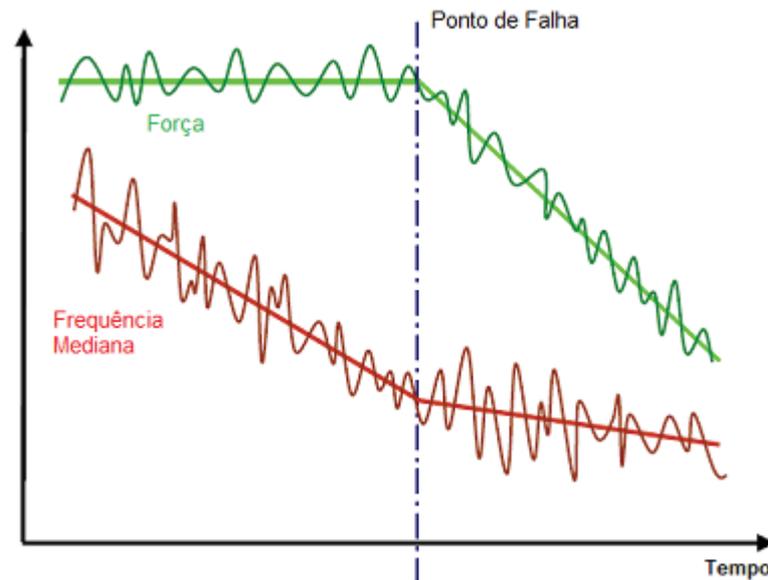


Figura 2.5: Força vs. Frequência Mediana do sinal EMG.
Fonte: Adaptado Florimond (2009)

2.2 Transformada *Wavelet*

As transformações matemáticas são utilizadas na mudança de domínio das funções, geralmente do tempo para frequência. As transformações são especialmente importantes em processamento e análise de sinais porque, no domínio da frequência, algumas propriedades significativas do sinal ficam mais perceptíveis (SANCHES, 2001).

Encontram-se muitas técnicas de transformações que podem ser aplicadas a um sinal, entre elas, a mais comum e conhecida é a transformada de Fourier (FT). Esta é uma transformada integral que expressa os sinais por meio de funções de base senoidais onde todo o sinal é transformado, do domínio do tempo para o domínio da frequência. A FT é uma extensão da série de Fourier que permite mapear para o domínio da frequência sinais não-periódicos. Mas, para sinais com um número muito grande de pontos, a FT se apresenta como uma ferramenta muito lenta computacionalmente (SANCHES, 2001).

Para resolver essa limitação da FT foram desenvolvidos algoritmos de cálculo rápido que ficaram conhecidos como transformada rápida de Fourier (FFT). A grande diferença entre a FT e a FFT se dá porque a FFT não faz a análise do sinal por todo o domínio do tempo, e sim em janelas previamente definidas, fazendo com que o esforço computacional seja reduzido. Um exemplo do sinal transformado para o domínio da frequência pela FFT pode ser visto na Figura 2.6 (KARLSSON; YU; AKAY, 2000).

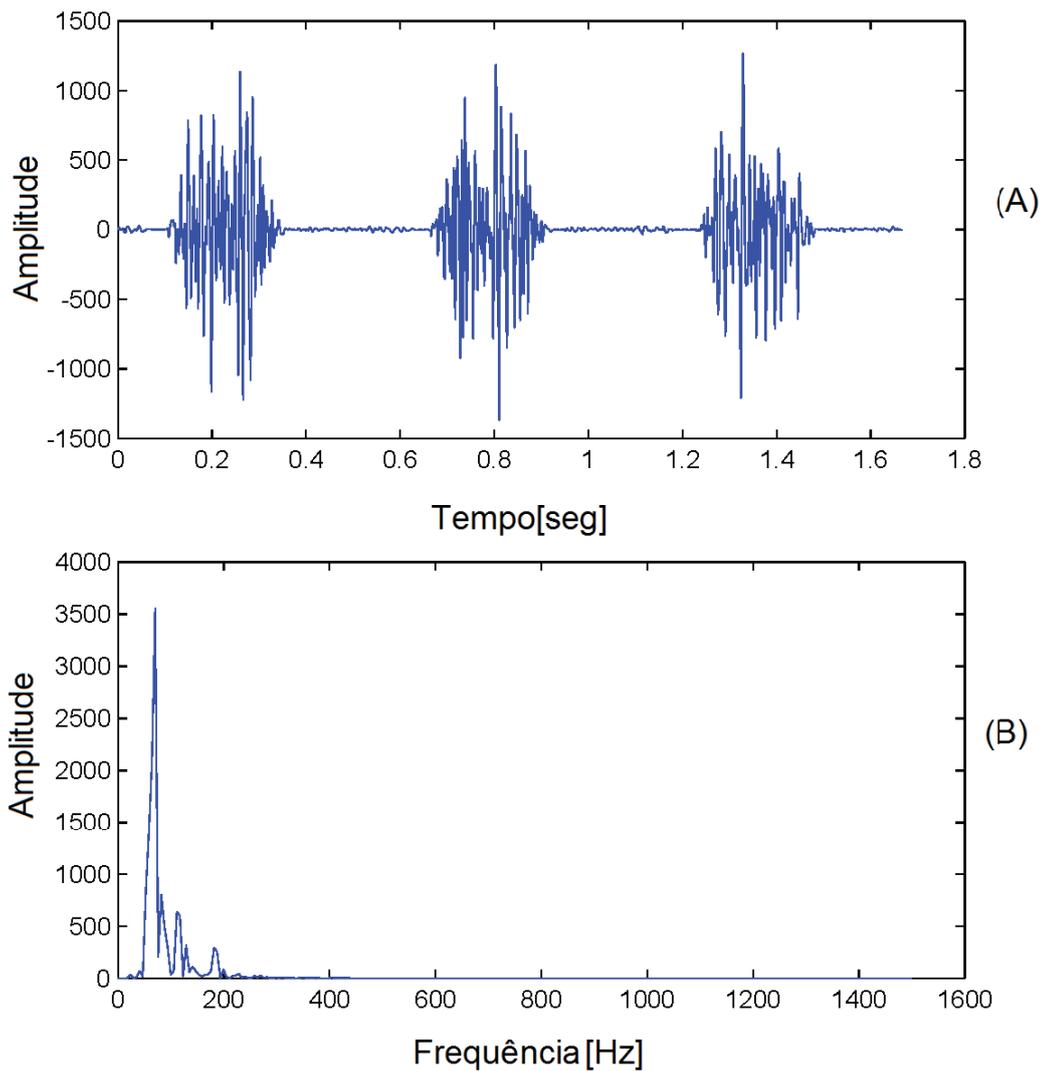


Figura 2.6: Sinal original (A) representado no domínio da frequência pela Transformada Rápida de Fourier (B).

Fonte:Próprio autor (2015)

Devido ao fato do sinal de EMG não ser estacionário, o tratamento com a transformada de Fourier de tempo curto (STFT) é indicado. O sinal é decomposto em segmentos de tempo considerados estacionários por meio da multiplicação deste sinal por uma janela que se move no tempo, para que então possam ser calculadas as FFT desses segmentos separadamente (CARVALHO et al., 2012).

Como alternativa ao uso da STFT, as últimas pesquisas sobre fadiga muscular estão utilizando a transformada Wavelet (WT), tendo como uma de suas vantagens o fato de que para o processamento de sinais de EMG a WT melhor representa o sinal no domínio transformado, quando comparado a Fourier (KARLSSON; YU; AKAY, 2000; BIGLIASSI et al., 2014).

A STFT possui uma janela de tamanho fixo no domínio do tempo-frequência, fazendo que fique difícil a tomada simultânea das frequências altas e baixas na resolução adequada. Quando a janela no domínio do tempo é aumentada, melhora a resolução no domínio da frequência, pois mais componentes de frequência são capturados, mas diminui a resolução no domínio do tempo. Diminuindo a largura da janela no domínio do tempo, faz com que se tenha uma representação melhor no domínio do tempo, mas compromete a representação no domínio da frequência (ADDISON, 2002; ANDRADE, 2006).

A WT possui janelas de tamanho variável, esse efeito de multi-resolução, quando aplicado em sinais eletromiográficos, se mostra útil por que esses sinais contém componentes em alta frequência de curta duração, combinados com componentes de longa duração em baixa frequência, Figura 2.7 (ANDRADE, 2006).

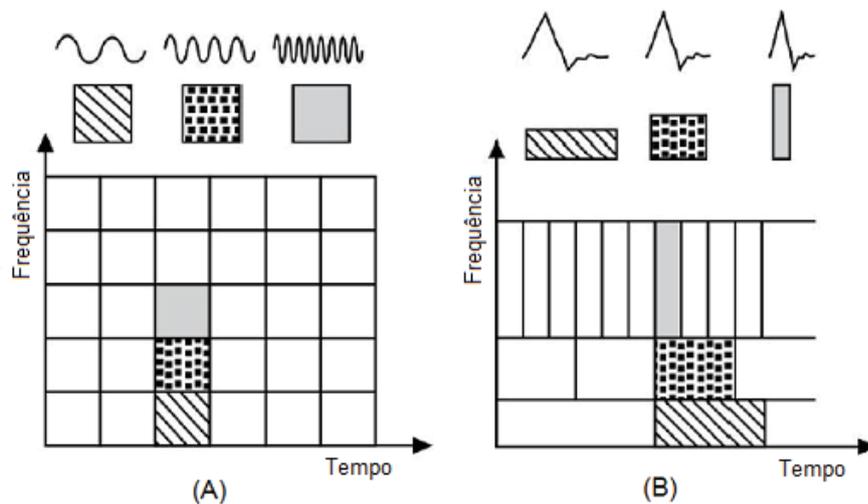


Figura 2.7: (A) Janela de análise propiciadas pela STFT. (B) Janela de análise propiciadas pela WT.

Fonte: Graps (1995)

A função base utilizada na WT para a decomposição é chamada *wavelet* mãe $\psi(t)$ definida pela Equação (2.2) em que o parâmetro (a) é o parâmetro de escala, e mede o grau de compressão, e o parâmetro (b) é o parâmetro de translação, que determina a localização temporal da *wavelet*. A análise por meio de janelas variáveis é executada variando a escala da função *wavelet* mãe e transladando-a no tempo. Devido a essas características da *wavelet*, sua análise resulta em blocos de tamanhos variáveis no domínio espectral relativos à escala da *wavelet* mãe e também ao inverso da frequência (ADDISON, 2002; MALLAT, 2008).

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), a, b \in \mathbb{R}, a \neq 0 \quad (2.2)$$

A Transformada *Wavelet* Contínua (CWT) é definida pela Equação (2.3), onde o sinal transformado fica em função de duas variáveis, τ e s , que são os parâmetros translação e escala, respectivamente, sendo a função $\psi(x)$ a *wavelet* mãe (MALLAT, 2008; GRAPS, 1995).

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \Psi_x^\psi(\tau, s) = 1/\sqrt{|s|} \int x(t) \Psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (2.3)$$

Wavelet significa onda pequena, onde o termo “pequena” se refere à condição de que esta função tenha comprimento temporal finito ou seja energia finita, como mostrado na Equação (2.4). O termo “onda” relaciona-se à natureza desta função que é oscilatória, tendo a obrigatoriedade de satisfazer a condição de área nula apresentada na Equação (2.5) (ADDISON, 2002; SANCHES, 2001).

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(t)|^2 dt < \infty \quad (2.4)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \Psi(t) dt = 0 \quad (2.5)$$

Na *wavelet* não é possível obter um parâmetro referente à frequência, como obtido na transformada de Fourier, o que é obtido é um parâmetro de escala que é tido como o inverso da frequência, pois se refere ao comprimento da função *wavelet*, essas características da WT podem ser vistas na Figura 2.8 (ADDISON, 2002; SPARTO et al., 2000).

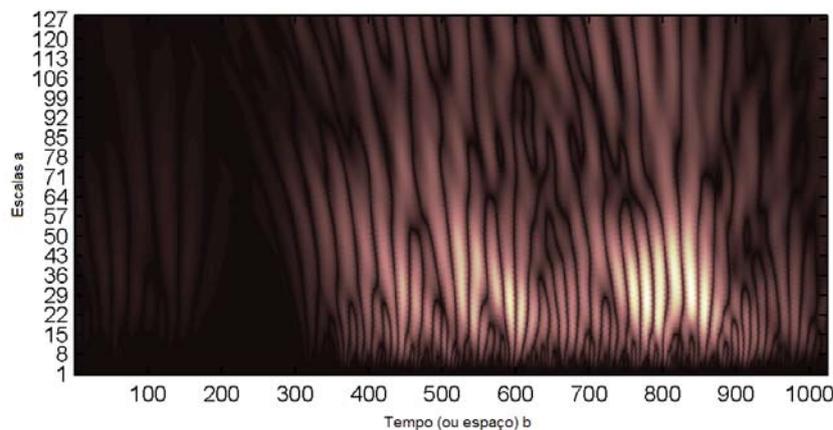


Figura 2.8: Componentes *wavelet* para uma janela com *burst* de sinal de tamanho 1024 pontos.
Fonte: Próprio autor (2015)

A partir do exposto, no próximo capítulo será apresentada as etapas necessárias para o desenvolvimento do algoritmo de segmentação.

3 Materiais e Métodos

Neste capítulo, apresentam-se as etapas necessárias para o desenvolvimento deste trabalho, que consistem em fazer o pré-processamento do sinal através da segmentação, iniciando com a aquisição do sinal até a comparação do sinal segmentado com o original.

3.1 Sinais de EMG

Os sinais utilizados neste trabalho foram coletados de ciclistas voluntários pelo Grupo de Estudo e Pesquisa em Sistema Neuromuscular e Exercício (GEPESINE) da Universidade Estadual de Londrina e foram gerados a partir de exercício dinâmico conhecido como corrida de 1km contra o relógio. Esse exercício foi realizado em um ciclossimulador modelo Velotron DYNAFIT (Racer Mate, USA) Figura 3.1, foi utilizada frequência de amostragem igual a 3000 Hz e um fator de rejeição comum menor que 95dB. (BIGLIASSI et al., 2014) (CAMATA, 2011). As amostras contém os sinais de EMG dos músculos Reto Femoral (RF), o Vasto Medial (VM) e o Vasto Lateral (VL), Figura 3.2.

Esses sinais foram disponibilizados em um banco de dados, e foram utilizados em alguns outros trabalhos envolvendo o estudo da fadiga muscular, entre eles o artigo escrito por Bigliassi et al. (2014) em que foi feito o estudo e comparação entre os sinais analisados pela FFT e pela WT, isso para investigação de qual das transformadas melhor representa o sinal de EMG para a condição de fadiga muscular.

Considerando os resultado presentes no artigo, neste trabalho somente os parâmetros obtidos através da transformada *Wavelet* serão considerados para análise de fadiga muscular.

Devido ao fato do exercício em estudo, o ciclismo, ser um exercício dinâmico e repetitivo, os sinais de EMG presente no banco de dados, apresentam regiões de silêncio e *bursts* Figura 3.3, esse *bursts* de sinal são as regiões que contém as informações que serão extraídas pela transformada *Wavelet* para obtenção dos parâmetros de fadiga muscular.

O aparelho utilizado para coleta dos sinais de EMG foi um eletromiógrafo de 8 canais modelo TeleMyo 2400 TG2 de fabricação NORAXON Inc.USA. com eletrodos bipolares modelo TeleMyo 2400, Figura 3.4. Para uma coleta padronizada dos sinais, foram respeitadas as referências indicadas pela *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* (ISEK) e a colocação dos eletrodos foram padronizadas de acordo com a *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM), conforme (HERMENS et al., 1999; CAMATA, 2011).



Figura 3.1: Ciclossimulador modelo Velotron DYNAFIT (Racer Mate, USA).
Fonte: Camata (2011)

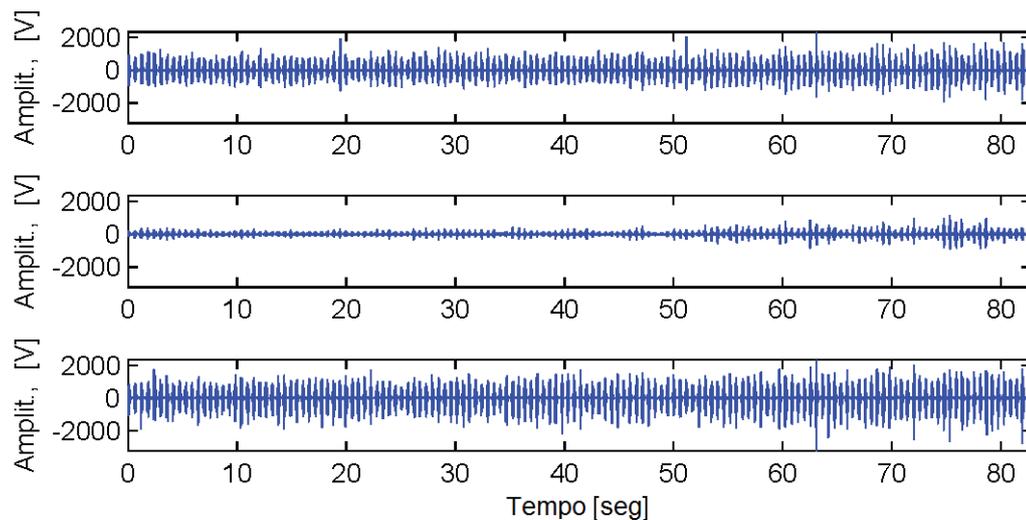


Figura 3.2: Sinal Eletromiográfico dos Músculos Vasto Lateral (superior), Reto Femoral (meio) e Vasto Medial (inferior).

Fonte: Próprio Autor (2015)

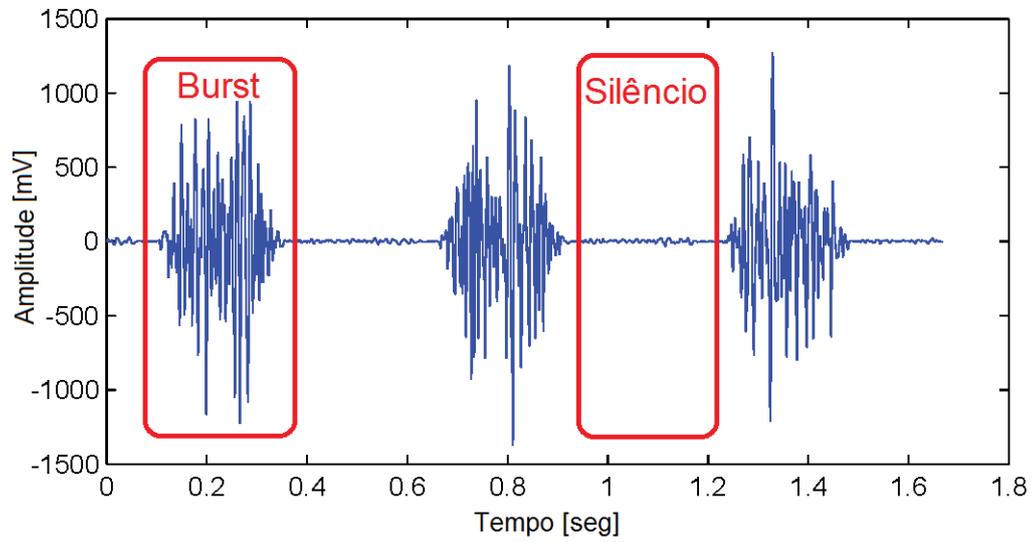


Figura 3.3: Sinal Eletromiográfico destacado trecho composto de burst e silêncio de sinal.
Fonte: Próprio Autor (2015)



Figura 3.4: Eletromiógrafo de 8 canais TeleMyo 2400 TG2.
Fonte: Camata (2011)

3.2 Algoritmo de segmentação

A etapa de pré-processamento organiza o sinal para auxiliar e aprimorar o processo de retirada ou seleção das propriedades que melhor apresentam os dados. Segundo CARVALHO et al. (2012), “o pré-processamento é a filtragem e a transformação dos dados com o objetivo de praticabilidade, extração de características e minimização de ruídos”. Na área dos sinais digitais existe uma variedade grande de filtros que podem ser usados para fazer a retirada de parcelas do sinal que não são desejados, como ruídos aleatórios, ou obter partes apropriadas do sinal, assim como as componentes do sinal que estão dentro de um intervalo de frequência (CARVALHO et al., 2012).

A segmentação se baseia em dividir o sinal em regiões que apresentam conteúdo similar e retirar partes não desejadas. Existem padrões em um sinal e podemos isolá-los para fazer uma análise. A segmentação geralmente é tida como um estágio anterior ao processamento para recolhimento ou análise. Primeiramente, o sinal é segmentado e então o processamento é realizado (PROCHÁZKA; KOLINOVA; STRIBRSKY, 1998).

Vários métodos de segmentação costumam agrupar, de alguma forma, os padrões com mesma propriedade. A segmentação diz mais respeito a análise do sinal do que ao processamento. A análise de sinais envolve uma diminuição na informação presente no sinal e alguma extração de conhecimento (CARVALHO et al., 2012).

Os sinais de EMG disponibilizados pelo (GEPESINE) foram segmentados por meio de um algoritmo desenvolvido em ambiente MatLab. A sequência deste algoritmo é apresentada abaixo juntamente com o fluxograma do algoritmo.

- Etapa 1: Entrada dos dados.
- Etapa 2: Cálculo da energia do sinal EMG.
- Etapa 3: Busca da região de interesse na energia do sinal EMG.
- Etapa 4: Construção das janelas que cobrem a região de interesse.
- Etapa 5: As janelas são multiplicadas pelo sinal EMG original.
- Etapa 6: As regiões do sinal que ficam de fora das janelas são deletadas.
- Etapa 7: Um novo sinal é criado com o nome de segmentado e somente as regiões de interesse, os *bursts*, estão presentes nesse sinal.

Após a ultima etapa, pode-se usar o sinal segmentado no software *EMG Signal Processing* versão 0.8 beta para obtenção da frequência mediana.

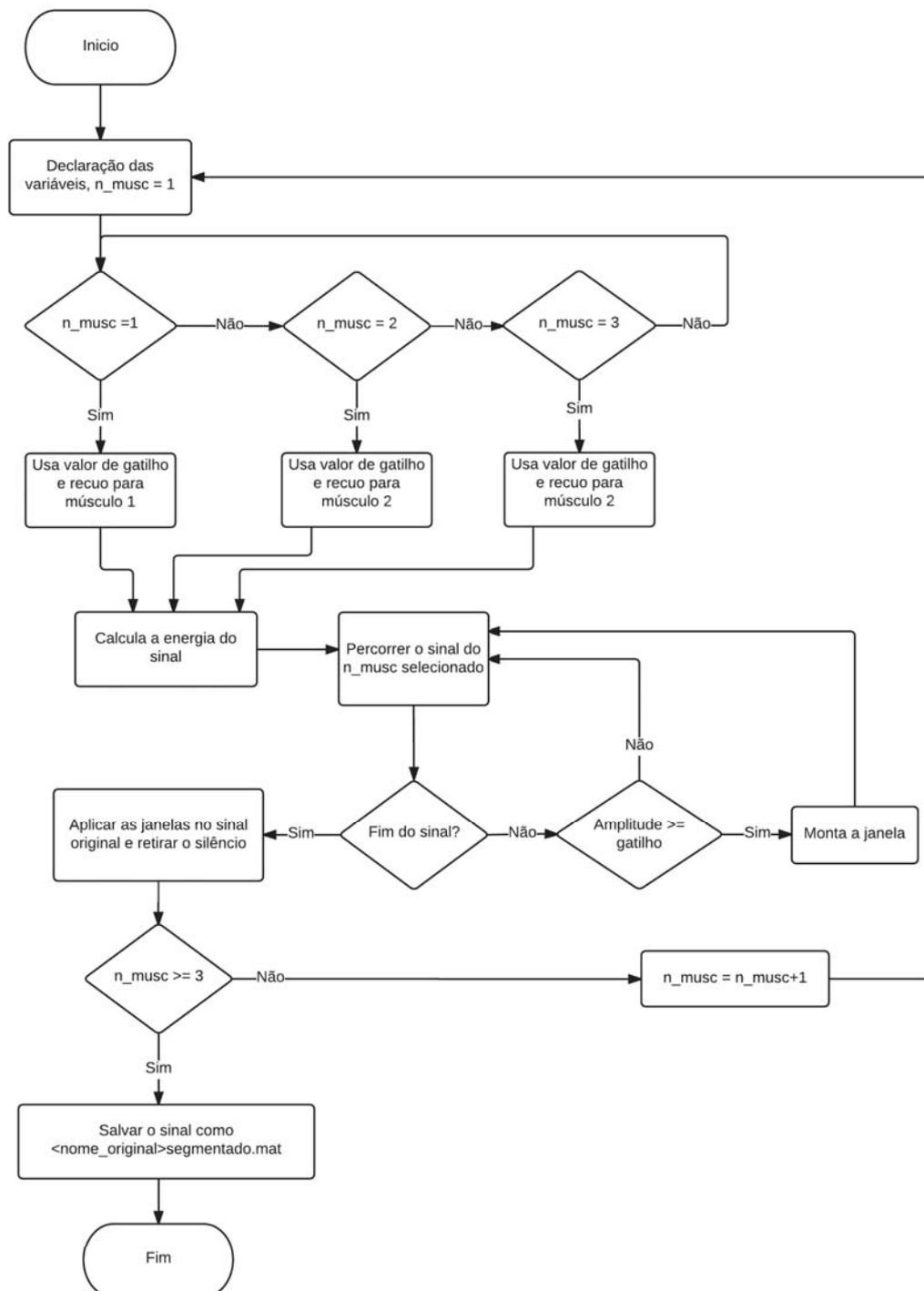


Figura 3.5: Fluxograma do algoritmo de segmentação do sinal de EMG.
Fonte: Próprio Autor (2015)

Durante a Etapa 1, realiza-se a leitura dos arquivos que contém os sinais EMG de um voluntário, na Etapa 2, obtém-se a energia de sinal, que por definição é o sinal original elevado ao quadrado, onde todos os valores ficam positivos tornando mais fácil a busca pelas regiões de interesse.

Na Etapa 3, esse novo sinal é percorrido até que se encontre nele um valor de amplitude igual ou superior ao gatilho, que é o valor previamente especificado para o início da construção da janela. Na Etapa 4, ocorre a construção das janelas com tamanho de 1024 pontos. Na Etapa 5, as janelas são multiplicadas pelo sinal original onde as regiões de interesse do sinal ficarão dentro da janela.

Na Etapa 6, as partes do sinal que ficaram de fora das janelas são excluídas resultando em um sinal compactado no domínio do tempo contendo somente as regiões de interesse com 1024 pontos. Na etapa 7, o sinal segmentado é salvo em um arquivo chamado `_nome-original_segmentado.mat`.

Conforme explicado anteriormente, o algoritmo de segmentação do sinal eletromiográfico, realiza o processo de construção das janelas que delimitam as regiões de interesse através do valor de gatilho e de recuo.

O valor de gatilho representa o valor da amplitude do sinal que será utilizado para iniciar a construção da janela, o sinal é percorrido e quando se encontra um valor de amplitude maior ou igual ao valor do gatilho a janela é construída. Para o músculo vasto lateral e vasto medial foi utilizado o gatilho de valor 10^5 , já para o Reto femoral foi utilizado gatilho de 10^4 pois este sinal possuía menor amplitude.

O tamanho da janela é de 1024 pontos, isso devido ao software de processamento de EMG que utiliza janelas de processamento para a FFT e WT de tamanho 1024, para obtenção da frequência mediana.

Durante a construção da janela um problema pode acontecer. Quando o valor da amplitude, que é detectada como gatilho, para iniciar a construção da janela, não é o início do *burst* do sinal. Para evitar esse problema é utilizado um valor de recuo em que a partir da posição onde o valor de gatilho foi detectado se fez um recuo de 200 pontos para que todo o *burst* seja enquadrado dentro da janela, Figura 3.6.

Os valores de gatilho e de recuo foram obtidos empiricamente através da observação e testes no sinal de EMG, estes valores são determinados individualmente para cada um dos três músculos de cada voluntário.

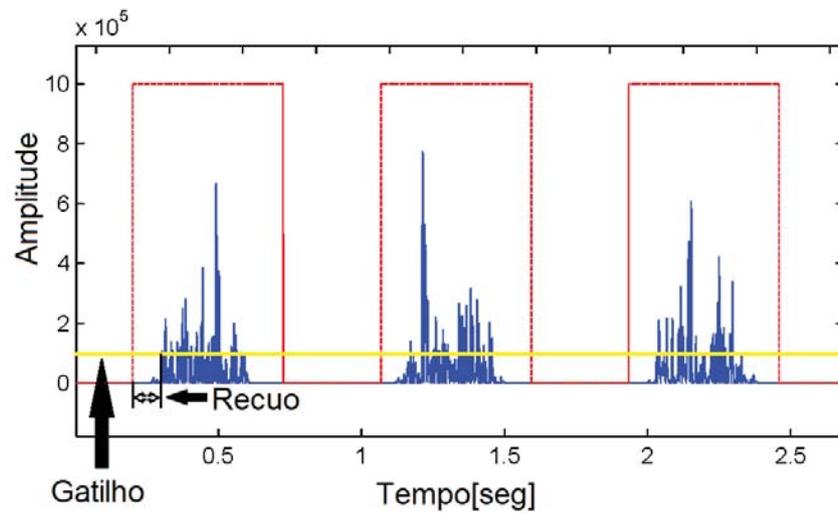


Figura 3.6: Representação do valor de gatilho e recuo.

Fonte: Próprio Autor (2015)

Como apresentado nas Figuras 3.7, 3.8 e 3.9, o sinal em linha cheia representa o resultado do cálculo da potência do sinal eletromiográfico. Esse procedimento se faz necessário para que o sinal fique apenas com valores positivos, para que seja mais fácil a identificação da região de interesse. Assim, com o auxílio do valor pré determinado de gatilho, foi feita a construção das janelas que estão representadas nas figuras por linhas tracejadas.

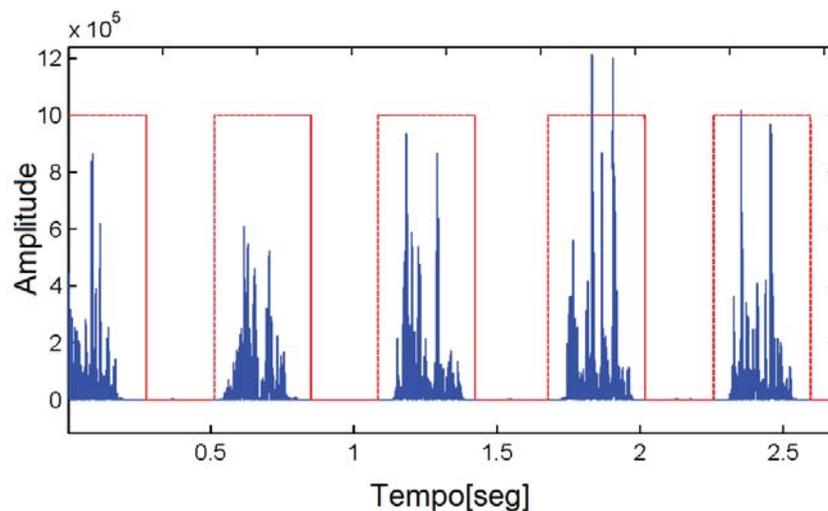


Figura 3.7: Apresentação das janelas identificando as regiões de interesse do sinal eletromiográfico para o músculo Vasto Lateral.

Fonte: Próprio Autor (2015)

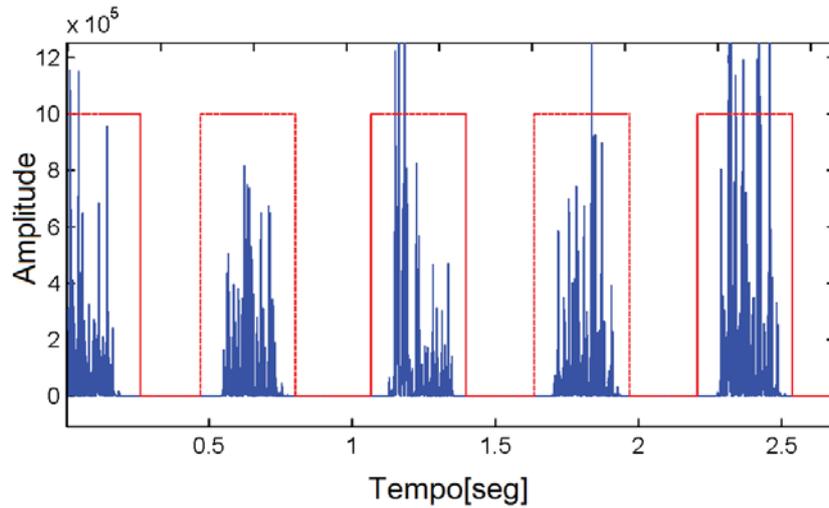


Figura 3.8: Apresentação das janelas identificando as regiões de interesse do sinal eletromiográfico para o músculo Vasto Medial.

Fonte: Próprio Autor (2015)

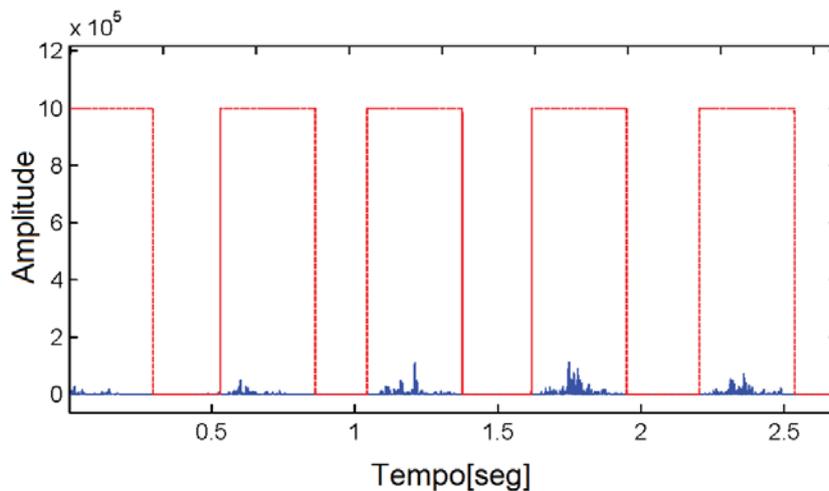


Figura 3.9: Apresentação das janelas identificando as regiões de interesse do sinal eletromiográfico para o músculo Reto Femoral.

Fonte: Próprio Autor (2015)

As posições das janelas são representadas por valores binários que ficam armazenados em um vetor, a partir da identificação da região de interesse a posição correspondente do vetor recebe o valor 1 e o restante recebe valor zero. Tendo em vista essa operação, o vetor que contém a posição das janelas é multiplicado pelo sinal original, com isso o que está fora da área das janelas é zerado e depois é excluído, sobrando somente a região de interesse conforme Figuras 3.10 e 3.11.

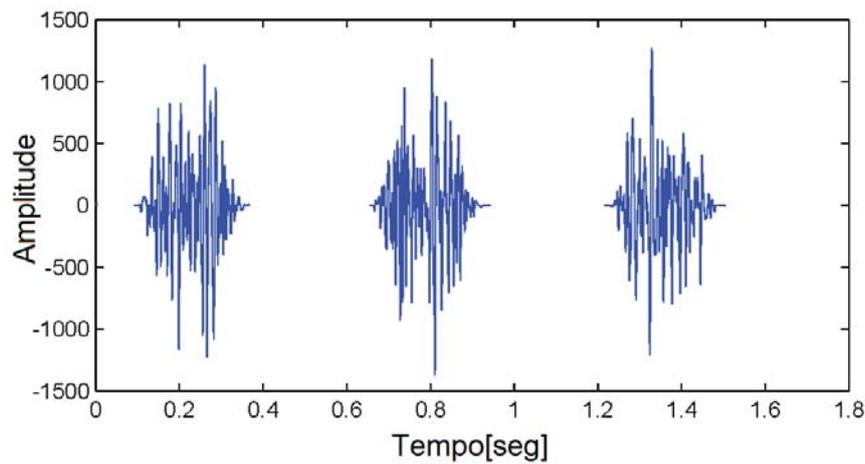


Figura 3.10: Sinal somente com Bursts, região de silêncio deletada.
Fonte: Próprio Autor (2015)

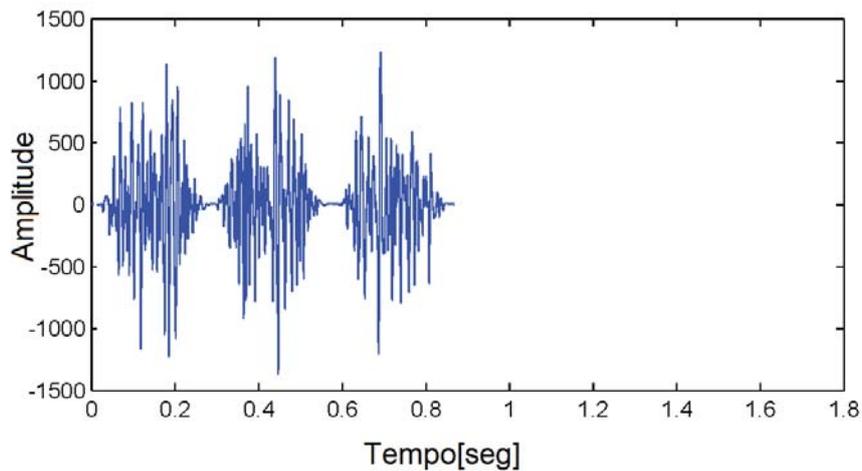


Figura 3.11: Sinal somente com Bursts, sinal compactado.
Fonte: Próprio Autor (2015)

Esse sinal compactado contendo somente os *bursts* é aplicado no software *EMG Signal Processing* para obtenção da frequência mediana para posterior comparação com o valor da frequência mediana obtida pelo processamento do sinal original.

As Figuras 3.12, 3.13 e 3.14 representam a diferença entre o sinal original (A) e o sinal segmentado (B) para os músculos Vasto Lateral, Vasto Medial e Reto Femural. Podemos perceber olhando no domínio do tempo que houve uma redução no comprimento do sinal, isso nos mostra que aconteceu a retirada dos momentos de silêncio do sinal.

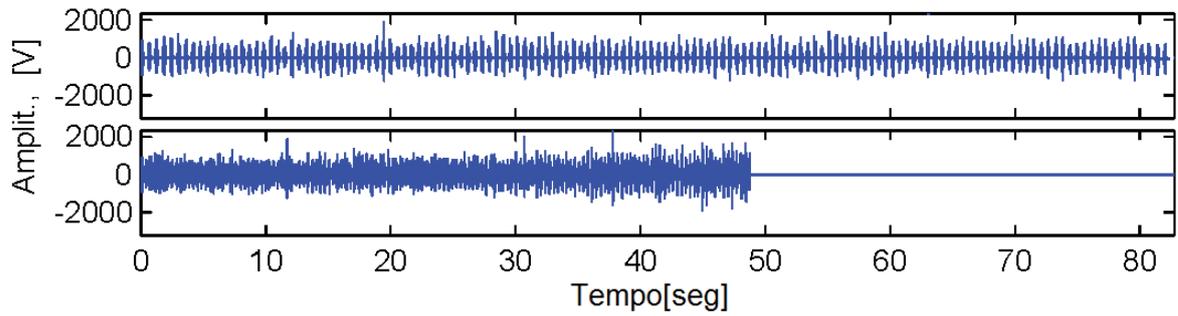


Figura 3.12: Comparação entre o sinal original e o segmentado do músculo Vasto Lateral.
Fonte: Próprio Autor (2015)

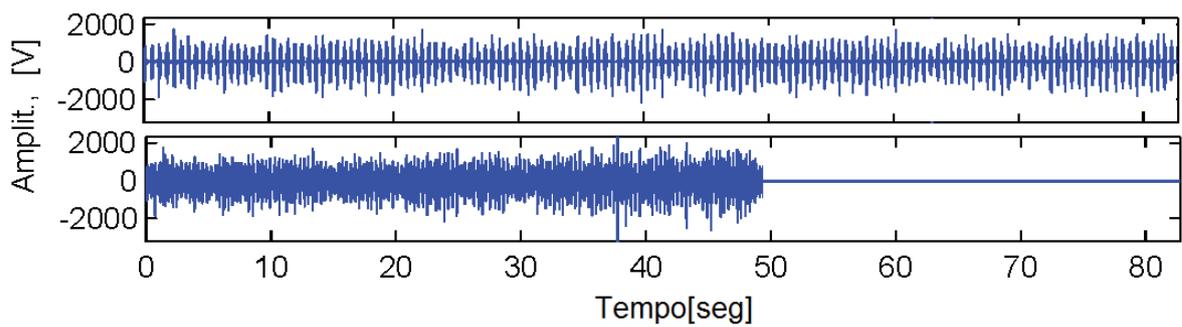


Figura 3.13: Comparação entre o sinal original e o segmentado do músculo Vasto Medial.
Fonte: Próprio Autor (2015)

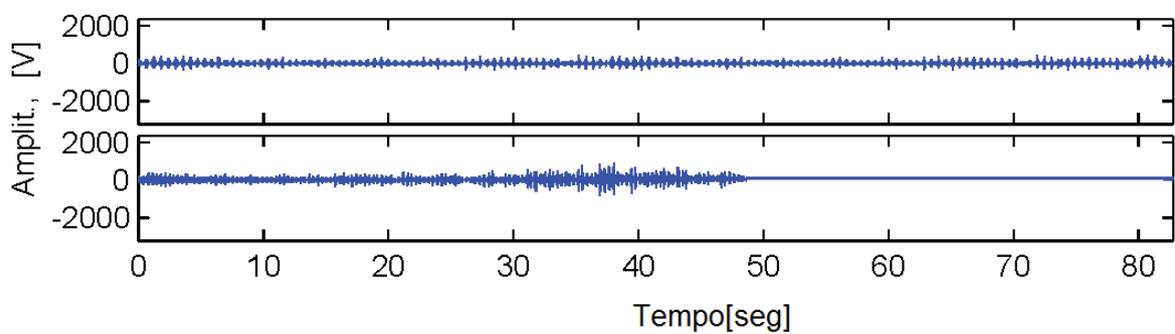


Figura 3.14: Comparação entre o sinal original e o segmentado do músculo Reto Lateral.
Fonte: Próprio Autor (2015)

3.3 Software para Obtenção da Frequência Mediana

Para obtenção da frequência mediana foi utilizado o software *EMG Signal Processing* versão 0.8 beta desenvolvido por Taufik Abrão, Leandro Altimari, Thiago Camata, José Carlos Marinello e Paulo Rogério Scalassara. Este software realiza o processamento dos sinais de EMG através das transformadas de Fourier e *Wavelet* para obtenção da frequência mediana como parâmetro indicador de fadiga muscular, Figura 3.15.

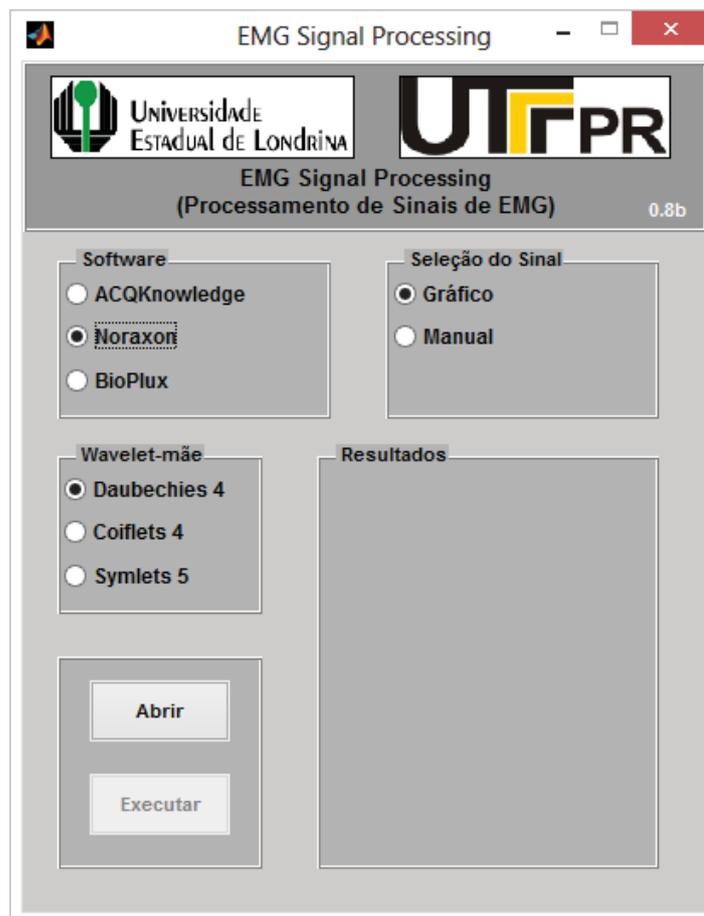


Figura 3.15: Software EMG Signal Processing.

Fonte: Próprio Autor (2015)

Na análise de Fourier é utilizada a FFT com o tamanho de janela de processamento de 1024 pontos, isso por que a FFT exige que o número de pontos do sinal sob análise seja uma potência de 2. Um fato importante é que o *burst* do sinal de EMG cabe dentro da janela de processamento de tamanho 1024, e devido a essa característica do software é que foi utilizado o valor de 1024 como tamanho da janela utilizada no desenvolvimento do algoritmo de segmentação do sinal de EMG.

A transformada *Wavelet* também utiliza as janelas com tamanho 1024 para processamento do sinal de EMG e a família utilizada foi a daubechies 4 (db4). Quando o sinal é processado, as regiões de silêncio do sinal também entram dentro da janela de processamento, a partir daí é que se observou a necessidade da retirada dessas regiões de silêncio para investigação do efeito desse sinal somente com *bursts* sobre a frequência mediana, que é o parâmetro obtido pelas transformadas e utilizada como indicador de fadiga muscular.

Neste trabalho só os parâmetros obtidos a partir da transformada *wavelet* serão considerados, isso porque de acordo com Bigliassi et al. (2014), DANTAS et al. (2010), esta apresenta resultados mais consistentes quando comparada a STFT.

Após o sinal ser aplicado na transformada, o mesmo é obtido no domínio da frequência, e a partir daí o valor da frequência mediana do sinal é calculada.

A frequência mediana é calculada a cada intervalo de 340 ms, depois com todos os valores de frequências é feita a linearização dos pontos. Com a linearização é obtido o coeficiente da reta, e se o valor do coeficiente for negativo indica a fadiga muscular, assim para um coeficiente positivo tem-se que o músculo não fadigou.

Em sequência, o software apresenta a reta linearizada que representa a frequência mediana média e os valores da frequência mediana para cada ponto. A Figura 3.16 mostra um exemplo de como é o gráfico dos resultados obtidos pelo software *EMG Signal Processing*.

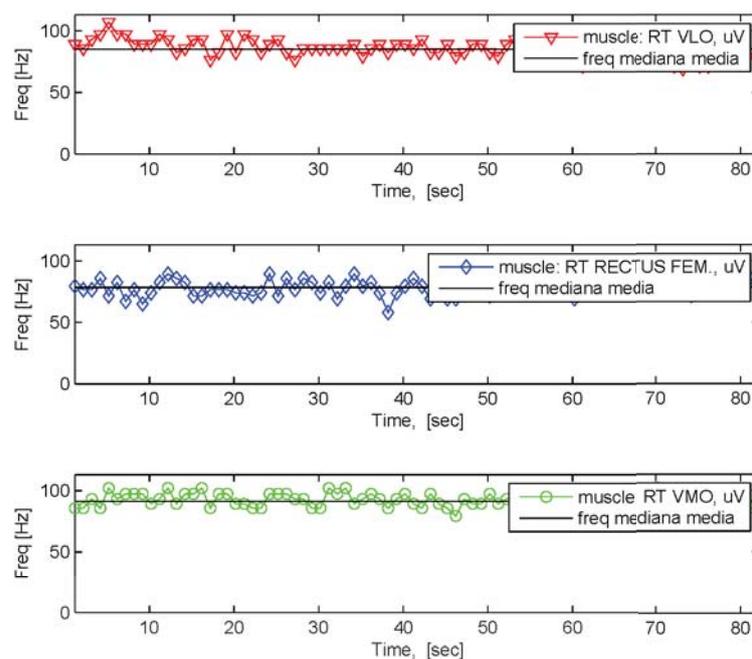


Figura 3.16: Exemplo de resultados obtidos à partir do software *EMG Signal Processing*.
Fonte: Próprio Autor (2015)

É também obtida uma tabela onde o valor do coeficiente da reta (*Slope*), o desvio padrão e a variância do coeficiente são apresentados.

No próximo capítulo serão apresentados os resultados da segmentação e análise da frequência mediana dos sinais originais e segmentados.

4 Resultados e Discussões

Para teste do algoritmo de segmentação, foi feita uma análise estatística onde foi verificada a porcentagem do número de *bursts* que não foram captados pelas janelas construídas pelo algoritmo. A Tabela 4.1 contem o número de *bursts* presente no sinal original, neste estudo foi feita a contagem manual do número total de *bursts* presentes, depois foi obtido o número de janelas construídas pelo algoritmo para cada indivíduo em cada um dos três músculos, Tabela 4.2. Assim foram feitas médias do número de *bursts* de cada músculo e comparamos com a média do número de janelas captadas para cada músculo. Os resultados desta análise serão mostradas no gráfico representado pela Figura 4.1.

Tabela 4.1: Número de *bursts* do sinal original por músculo para cada indivíduo.

sinal original			
Nº Amostras	V Lateral	R femoral	V Medial
1	147	147	147
2	192	192	192
3	159	159	159
4	145	145	145
5	145	145	145
6	152	152	152
7	145	145	145
8	145	145	145
9	146	146	146
10	147	147	147
11	148	148	148

Fonte: Próprio Autor (2015)

Tabela 4.2: Número de janelas obtidas pelo algoritmo.

sinal segmentado			
Nº Amostras	V Lateral	R femoral	V Medial
1	147	145	147
2	190	188	190
3	145	145	145
4	145	145	145
5	144	144	144
6	149	152	150
7	142	141	143
8	145	144	145
9	145	143	145
10	146	146	146
11	147	147	146

Fonte: Próprio Autor (2015)

O gráfico da figura 4.1 mostra o erro percentual da média do número de janelas captadas pelo algoritmo. Nesta análise, pode-se notar que o maior erro foi de 1,68 % no músculo Reto Femoral. O erro máximo obtido através do desvio padrão também foi menor que 5%, assim o algoritmo se mostrou eficiente na construção das janelas que cobrem os *bursts* para fazer a segmentação do sinal eletromiográfico.

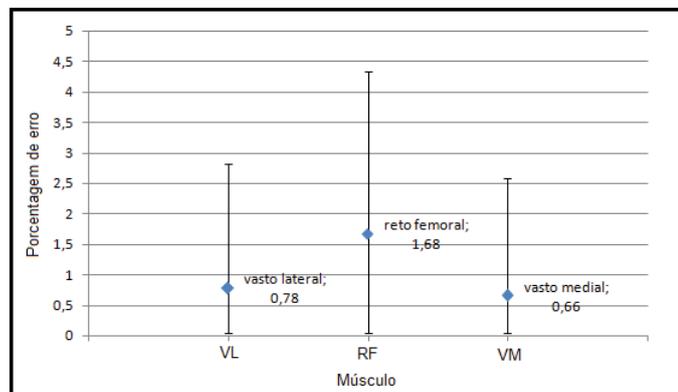


Figura 4.1: Gráfico do erro percentual do número de janelas para os três músculos estudados.

Fonte: Próprio Autor (2015)

Dando sequência ao trabalho, o próximo passo consiste efetivamente no processamento do sinal EMG, onde os sinais segmentados são aplicados na transformadas *Wavelet* que está implementadas no software *EMG Signal Processing*.

A partir do software foram obtidos os parâmetros para detecção da fadiga muscular. Nesse trabalho o valor do coeficiente da reta linearizada (*slope*) é tido como o indicador de fadiga muscular.

Os resultados são apresentados nas Figuras 4.2 4.3 4.4 e nas Tabelas 4.3 e 4.4

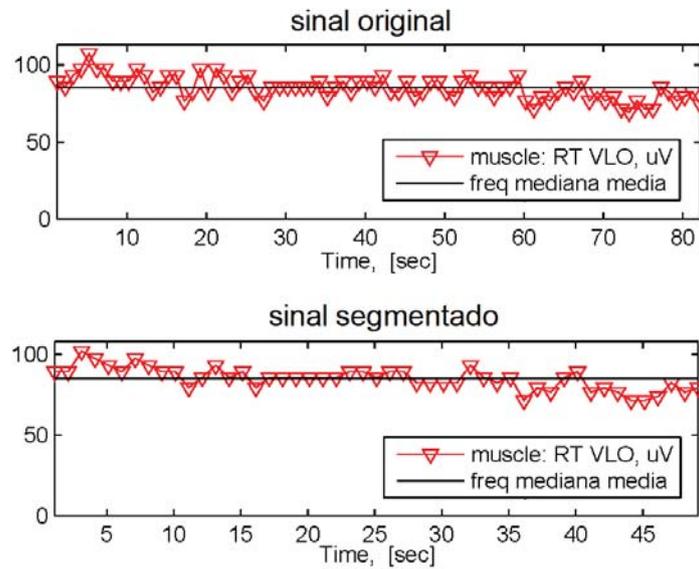


Figura 4.2: Apresentação da reta linearizada das frequência medianas e os valores de frequência mediana para cada ponto para o músculo Vasto Lateral.

Fonte: Próprio Autor (2015)

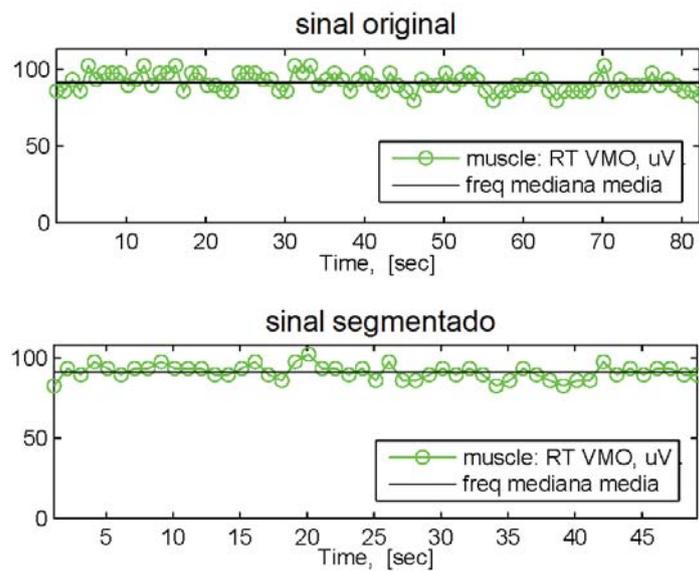


Figura 4.3: Apresentação da reta linearizada das frequência medianas e os valores de frequência mediana para cada ponto para o músculo Vasto Medial.

Fonte: Próprio Autor (2015)

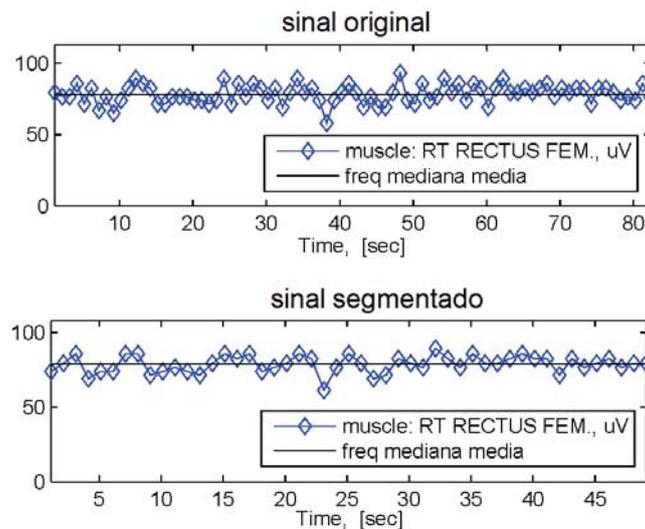


Figura 4.4: Apresentação da reta linearizada das frequência medianas e os valores de frequência mediana para cada ponto para o músculo Reto Femoral.

Fonte: Próprio Autor (2015)

As tabelas 4.3 e 4.4 trazem os valores do coeficiente angular da reta, o desvio padrão e a variância, esses valores representam os resultados obtidos pela aplicação da transformada *wavelet* no sinal original e no sinal segmentado.

Tabela 4.3: Wavelet db4 voluntário 1 sinal original.

MÚSCULO	slope	desvio	variância
Vasto Lateral	-0.20196	7.3904	54.619
Vasto Medial	-0.079452	5.6646	32.088
Reto Femoral	-0.036083	6.9855	48.791

Fonte: Próprio Autor (2015)

Tabela 4.4: Wavelet db4 voluntário 1 sinal segmentado.

MÚSCULO	slope	desvio	variância
Vasto Lateral	-0.34826	6.8232	46.556
Vasto Medial	-0.073888	4.4081	19.431
Reto Femoral	-0.071928	5.6922	32.401

Fonte: Próprio Autor (2015)

De acordo com o apresentado pode-se observar que o sinal segmentado obteve uma melhor aproximação à reta linearizada da frequência mediana e isso pode ser visto também pelos valores de desvio padrão e variância do coeficiente da reta, contidos nas Tabelas 4.3 e 4.4, onde esse valores para o sinal segmentado são menores quando comparados ao sinal original.

Diante dos resultados obtidos, tem-se no próximo capítulo as considerações finais do trabalho.

5 Considerações Finais

Neste trabalho, teve-se por objetivo o desenvolvimento de um algoritmo capaz de fazer a segmentação do sinal eletromiográfico.

Inicialmente fez-se um levantamento da bibliografia sobre a eletromiografia, transformada *wavelet* e o processo de fadiga muscular. Em seguida, se teve o desenvolvimento no software MATLAB do algoritmo de segmentação do sinal de EMG.

Uma etapa importante para aumentar a taxa de acerto do algoritmo foi a definição do valor de gatilho e recuo, que foram definidos de forma empírica. Foram testados valores entre 10^2 a 10^9 , os quais apresentaram variação no número de *bursts* captados, já o valor de recuo foi testado entre 50 e 500 dependendo da forma do *burst*.

Para obtenção do parâmetro de fadiga muscular foi necessário utilizar o software *EMG Signal Processing* versão 0.8, o qual realiza o processamento dos sinais de EMG. Com os parâmetros obtidos tanto para sinal original quanto para o sinal segmentado, fez se a análise qualitativa dos resultados. Observando os gráficos e os valores de desvio padrão e variância obtidos das tabelas, concluiu-se que o sinal segmentado apresenta uma maior aproximação à reta linearizada com os valores das frequências medianas, tendo como consequência um parâmetro melhor na hora de se investigar a condição de fadiga muscular.

Como continuação deste trabalho, pode-se integrá-lo dentro do software *EMG Signal Processing*, Para isso será necessário a modificação do algoritmo para que o mesmo possa funcionar como uma função que é chamada dentro do software de processamento de EMG.

Assim, fica definido que o algoritmo de segmentação foi apenas o começo dos projetos envolvendo processamento de sinais de EMG, o mesmo ainda pode ser aprimorado, novas funções podem ser integradas e o sinal segmentado pelo algoritmo pode ser utilizado em outros projetos envolvendo sinais de eletromiografia e fadiga muscular.

Referências

- ADDISON, P. S. *The illustrated wavelet transform handbook: introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance*. Londres: CRC press, 2002.
- ANDRADE, M. M. d. *Análise tempo-frequência de sinais eletromiográficos para a avaliação de fadiga muscular em ciclo ergômetro*. Tese (Doutorado) — Tese de Doutorado Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia, 2006.
- ASCENSÃO, A. et al. Fisiologia da fadiga muscular. delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, v. 3, n. 1, p. 108–123, 2003.
- AZEVEDO, F. M. *Avaliação do sinal eletromiográfico como parâmetro para determinação do limiar de fadiga muscular*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2007.
- BASMAJIAN, J. V.; DELUCA, C. Muscles alive. *Proceedings of The Royal Society of Medicine*, Br Soc Rheumatology, v. 278, p. 126, 1985.
- BIGLIASSI, M. et al. Fourier and wavelet spectral analysis of EMG signals in 1-km cycling time-trial. *Applied Mathematics*, Scientific Research Publishing, v. 1, 2014.
- BONATO, P.; GAGLIATI, G.; KNAFLITZ, M. Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, IEEE, v. 15, n. 6, p. 102–111, 1996.
- CAMATA, T. V. *Efeitos da Ingestão De Cafeína Sobre o Desempenho Físico De Ciclistas Em Prova Contra-Relógio De 1 KM*. Londrina: Universidade Estadual de Londrina (UEL), 2011.
- CARVALHO, F. A. et al. Segmentação de sinais e extração de características para o reconhecimento automático de aves. Anais do Congresso de Pesquisa Ensino e Extensão-CONPEEX (2012) 1518 - 1526, 2012.
- DANTAS, J. L. et al. Fourier (STFT) and wavelet (db4) spectral analysis of EMG signals in isometric and dynamic maximal effort exercise. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, v. 1, n. 1, p. 5979–5982, 2010.
- De Luca, C. J. Physiology and mathematics of myoelectric signals. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, IEEE, n. 6, p. 313–325, 1979.
- De Luca, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, HUMAN KINETICS PUBLISHERS, INC., v. 13, p. 135–163, 1997.
- De Luca, C. J. et al. Decomposition of surface EMG signals. *Journal of neurophysiology*, Physiological Soc, v. 96, n. 3, p. 1646–1657, 2006.

- FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier, v. 10, n. 5, p. 337–349, 2000.
- FLORIMOND, V. Basics of surface electromyography applied to physical rehabilitation and biomechanics. *Montreal, Canada: Thought Technology Ltd*, 2009.
- GRAPS, A. An introduction to wavelets. *Computational Science & Engineering*, IEEE, v. 2, n. 2, p. 50–61, 1995.
- HERMENS, H. J. et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*, v. 8, n. 2, p. 13–54, 1999.
- HOLLMANN, W.; HETTINGER, T. *Medicina de esporte*. Barueri: Manole, 1989.
- KAMEN, G.; CALDWELL, G. E. Physiology and interpretation of the electromyogram. *Journal of Clinical Neurophysiology*, LWW, v. 13, n. 5, p. 366–384, 1996.
- KARLSSON, S.; YU, J.; AKAY, M. Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, IEEE, v. 47, n. 2, p. 228–238, 2000.
- KURIKI, H. U. et al. *The relationship between electromyography and muscle force*. São Paulo: INTECH Open Access Publisher, 2012.
- LIU, S. H. et al. Aspectos do treinamento desportivo de surfistas catarinenses profissionais. *Lecturas: Educación física y deportes*, Tulio Guterman, n. 100, p. 36, 2006.
- MALLAT, S. *A wavelet tour of signal processing: the sparse way*. United States: Academic press, 2008.
- MANNION, A.; DOLAN, P. The effects of muscle length and force output on the EMG power spectrum of the erector spinae. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier, v. 6, n. 3, p. 159–168, 1996.
- MELO, S. G. d. Sinal eletromiográfico e a identificação da fadiga muscular durante corrida em esteira: diferentes propostas de análise. Universidade Estadual Paulista (UNESP), 2011.
- MOSHOU, D. et al. Wavelets and self-organising maps in electromyogram EMG analysis. In: CITESEER. *European Symposium on Intelligent Techniques*. Heverlee, Belgium, 2000. p. 186–191.
- PROCHÁZKA, A.; KOLINOVA, M.; STRIBRSKY, J. Signal segmentation using time-scale signal analysis. In: EUSIPCO. *European signal processing conference*. República Checa, 1998. p. 165–168.
- SANCHES, I. J. *Compressão sem perdas de projeções de tomografia computadorizada usando a transformada Wavelet*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Paraná, 2001.
- SIFUZZAMAN, M.; ISLAM, M.; ALI, M. Application of wavelet transform and its advantages compared to fourier transform. *Journal of Physical Sciences*, Vidyasagar University, Midnapore, West-Bengal, India, v. 13, p. 121–137, 2009.

SPARTO, P. J. et al. Wavelet and short-time fourier transform analysis of electromyography for detection of back muscle fatigue. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions, IEEE*, v. 8, n. 3, p. 433–436, 2000.

STEELE, C. Applications of EMG in clinical and sports medicine. *The Role of*, 2012.

STRANG, G.; NGUYEN, T. *Wavelets and filter banks*. United States: SIAM, 1996.

YAO, W.; FUGLEVAND, R. J.; ENOKA, R. M. Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *Journal of Neurophysiology, Am Physiological Soc*, v. 83, n. 1, p. 441–452, 2000.

APÊNDICE A - Scripts do Matlab

```

% =====
% =====      EMG Signal Segmentation      =====
% =====

clear all, close all, format long;
load('VOLUNTARIO1_TT1KM_A.mat')      % carrega o sinal original
dados = cell2mat(Data);                % transforma cell para matriz
zf = zeros([length(dados),3]);        % cria vetor zf
data={1,3};                            % aux
inter={1,3};                           % aux
%=====

for n_musc = 1:3                        % faz a operacao para cada musculo
x = dados(:,n_musc);                   % chamar sinal que será processado
y = x.^2;                               % calculo da energia do sinal
w = zeros([length(x),1]);              % vetor w posição das janelas
S = zeros([length(x),1]);              % vetor S demonstrar graficamente as
i = 1;                                  % janelas
%=====

while i < length(y)                    % percorrer o sinal todo
i = i+1;

                                        % um gatilho para cada musculo
if n_musc==1                            % vasto lateral
gatilho = 1*10^5;
j = i+1024;                              % tamanho da janela 1
j2= j+400;                               % tamanho da janela 2
r = 200;                                 % valor do recuo

elseif n_musc==2                        % reto femoral
gatilho = 1*10^4;
j = i+1024;                              % tamanho da janela 1
j2= j+400;                               % tamanho da janela 2
r = 150;                                 % valor do recuo

```

```

elseif n_musc==3          % vasto medial
gatilho = 1*10^5;
j = i+1024;              % tamanho da janela 1
j2= j+400;              % tamanho da janela 2
r = 250;                % valor do recuo

end

%=====

if y(i) >= gatilho      % compara amplitude atual com gatilho
                        % montando a janela 1
    for k = (i-r):(j-r) % de i ate (i+fim da janela)
        if k<=0        % para nao dar valor negativo
                        % no k quando o recuo for grande
            k=1;
            j=1024+r;
        end
    if k>=length(y)    % para a janela nao ultrapassar o
                        % comprimento do sinal
        k=length(y);   % se a janela for ultrapassar o
                        % final do sinal, termina a janela
    end

    w(k) = 1;          % marcando no vetor w onde está a janela
    S(k) = 5*10^5;    % vetor que vai represenar a janela
                        % graficamente no plot
                        % montando a janela 2
        for k2 = (j-r):(j2-r) % janela 2 para garantir que
            if k2>=length(y) % duas janelas nao fiquem coladas
                k2=length(y); % por pegar spikes de sinal
            end
            w(k2)=0;
            S(k2)=0;
        end
    end
    i=j2;              % o proximo i passa a ser o fim da janela2
end
end
end

```

```

%=====

a = x.*w;          % multiplica vetor w pelo sinal
                   % original x
z = a(a~=0);      % segmentando retira os zeros de a
zf(1:length(z),n_musc)=z; % zf armazena os 3 sinais
                   % segmentados
data{1,n_musc}=(zf(:,n_musc)); % coloca o vetor zf dentro da
                               % cell data
figure('color',[1 1 1]); % plota as janelas no sinal
plot( 1:length(y),y,'b', 1:length(S), S, 'r');

end

%=====
% criar .mat segmentado
inter=Data;        % inter recebe os valores originais de Data
Data=data;         % Data recebe os valores de data
                   % salvar a variavel Data segmentada
                   % no novo segmentado.mat

save segmentado Data Activities noChans samplingRate channelNames

Data=inter;        % Data recebe de volta seus valores
                   % originais
%=====

```