

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

AVALIAÇÃO DO ATRASO ELETROMECCÂNICO POR MEIO
DAS ATIVAÇÕES NEURAL E MUSCULAR

WAGNER LEÃO COSTA FILHO

ORIENTADOR: FRANCISCO ASSIS DE OLIVEIRA NASCIMENTO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

PUBLICAÇÃO: PGEA.DM - 577/14

BRASÍLIA/DF: SETEMBRO – 2014

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

AVALIAÇÃO DO ATRASO ELETROMECÂNICO POR MEIO DAS
ATIVAÇÕES NEURAL E MUSCULAR

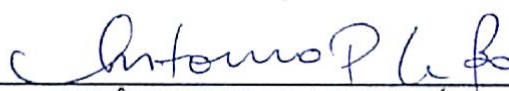
WAGNER LEÃO COSTA FILHO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE.


APROVADA POR:



FRANCISCO ASSIS DE OLIVEIRA NASCIMENTO, Dr., ENE/UNB
(ORIENTADOR)



ANTÔNIO PADILHA LANARI BÓ, Dr., ENE/UNB
(EXAMINADOR INTERNO)



RINALDO ANDRE MEZZARANE, Dr., FEF/UNB
(EXAMINADOR EXTERNO)

Brasília, 05 de setembro de 2014.

FICHA CATALOGRÁFICA

COSTA FILHO, WAGNER LEÃO

Avaliação do Atraso Eletromecânico por Meio das Ativações Neural e Muscular [Distrito Federal] 2014.

xvii, 54p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Mestre, Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1. Eletromiografia de superfície

2. Atraso Eletromecânico

3. Ativação Neural

4. Ativação Muscular

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

COSTA FILHO, W. L. (2014). Avaliação do Atraso Eletromecânico por Meio das Ativações Neural e Muscular. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Publicação PGEA.DM-577/14, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 54p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Wagner Leão Costa Filho.

TÍTULO: Avaliação do Atraso Eletromecânico por Meio das Ativações Neural e Muscular.

GRAU: Mestre

ANO: 2014

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Wagner Leão Costa Filho
SQN 416 Bloco F Apartamento 303, Asa Norte.
70.879-060 Brasília – DF – Brasil.

Dedicatória

À minha esposa Giselle e aos meus pais Eliane e Wagner

Wagner Leão Costa Filho

Agradecimentos

Agradeço à Universidade de Brasília pela estrutura; à Faculdade de Tecnologia em especial ao Departamento de Engenharia Elétrica e à Faculdade de Educação Física, pela oportunidade e prestatividade de seus colaboradores; ao professor Francisco Assis de Oliveira Nascimento pela orientação e paciência; ao professor Jake Carvalho do Carmo, da Faculdade de Educação Física, pela atenção, orientação e por tornar possível a coleta; e ao colega mestrando, Thiago Rapozo Milhomem, pelo comprometimento.

Wagner Leão Costa Filho

RESUMO

Essa dissertação busca avaliar o atraso eletromecânico através das marcações de início de atividade neural e início de ativação muscular. Para isso, foram coletados sinais utilizando o cicloergômetro e pedal instrumentado presentes no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor da Faculdade de Educação Física da UnB.

Com o objetivo de marcação do início de atividade neural foram implementados os algoritmos de patamar simples, patamar duplo e proposto o algoritmo de SNR (*Signal to noise ratio*) local acumulada. Esses algoritmos foram comparados e o algoritmo de SNR local acumulada apresentou melhor performance nas situações de teste.

Já para marcar o início da ativação muscular, as forças aplicadas ao pedal foram corrigidas utilizando-se o posicionamento angular do pedal. Com as forças corrigidas foi calculado o torque que então serviu de entrada a um algoritmo de marcação do início de ativação muscular baseado no algoritmo de patamar simples. Esse algoritmo se mostrou satisfatório para o objetivo proposto.

Por fim, o atraso eletromecânico foi calculado pela subtração do instante de marcação do início da ativação neural do instante de marcação do início da ativação muscular. Os resultados foram comparados ao, também implementado, método de cálculo do atraso eletromecânico por picos de torque e de energia. Os resultados foram satisfatórios e condizentes com a literatura.

ABSTRACT

This dissertation aims at evaluating the electromechanical delay using the neural activation and the muscular activation. For this propose, signals where collected using the ergometer and the instrumented pedal available in the Laboratorio de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor of the Faculade de Educação Física of UnB.

To mark the beginning of neural activation, the algorithms of single threshold and double threshold where implemented and the algorithm of local cumulative SNR (Signal to noise ratio) where proposed. This algorithms where compared and the local cumulative SNR showed better performance in test situations.

To mark the beginning of muscular activation, the forces applied to the pedal where corrected using the angular position of the pedal. With the corrected forces the torque where used as input for the algorithm to detect the beginning of muscular activation based on the single threshold algorithm. This algorithm was satisfactory for the proposed goal.

At the end, the electromechanical delay was calculated by subtracting de mark time of neural activation from the mark time of muscular activation. The results where compared to the, also

implemented, calculation method for the electromechanical delay based on torque and energy peaks. The results where satisfactory and consistent with bibliography.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE - MODELOS DESCRITORES DA FISIOLOGIA MUSCULAR	5
2.1	O QUE É MEDIDO NA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE.....	5
2.2	CARACTERÍSTICAS DO SINAL DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE	6
2.3	MODELOS MUSCULARES.....	8
2.3.1	MODELO DE ZAJAC E ADAPTAÇÕES DE BUCHANAN	9
3	INSTRUMENTAÇÃO DEDICADA - SIMULADOR DE CICLISMO	13
3.1	INSTRUMENTAÇÃO DE PEDAIS.....	16
3.2	COLETA E TRATAMENTO DE SINAIS NO CICLOERGÔMETRO INSTRUMENTADO ...	16
3.2.1	CALIBRAGEM DA INSTRUMENTAÇÃO	16
3.2.2	SUJEITOS	18
3.2.3	PROTOCOLO DE AQUISIÇÃO DOS SINAIS	20
3.2.4	SINAIS.....	21
3.3	CÁLCULOS SOBRE OS SINAIS DE FORÇA, GONIÔMETRO E <i>trigger</i>	23
3.3.1	ÂNGULO DO PEDAL EM RELAÇÃO AO PÉ-DE-VELA E INCLINAÇÃO EM RELAÇÃO À HORIZONTAL.....	23
3.3.2	CÁLCULO DO TORQUE.....	25
4	ALGORITMOS PARA IDENTIFICAÇÃO DA ATIVIDADE NEURAL E MUSCULAR	28
4.1	ALGORITMOS PARA MARCAÇÃO DO INÍCIO DA ATIVAÇÃO NEURAL.....	28
4.1.1	ALGORITMO DE PATAMAR SIMPLES	30
4.1.2	ALGORITMO DE PATAMAR DUPLO	31
4.1.3	ALGORITMO DE SNR LOCAL ACUMULADA.....	32
4.2	ALGORITMO PARA MARCAÇÃO DO INÍCIO DA ATIVAÇÃO MUSCULAR.....	32
4.3	CÁLCULO DA EMD.....	33
5	RESULTADOS	34
5.1	MARCAÇÃO DO INÍCIO DE ATIVAÇÃO NEURAL.....	35
5.2	MARCAÇÃO DO INÍCIO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR	37
5.3	CÁLCULO DA EMD.....	39

6 CONCLUSÕES	44
6.1 TRABALHOS FUTUROS.....	45
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	47
ANEXOS	50

LISTA DE FIGURAS

2.1	Três unidades motoras (BROOKS, 2014).....	6
2.2	Espectograma do sinal de EMGS. No eixo das ordenadas tem-se a amplitude em mV já no eixo das abscissas a frequência em Hz.....	7
2.3	Modelo do tipo Hill para a dinâmica de contração do tecido muscular. A força muscular total F^M é a soma da força passiva F^{PE} e da força ativa F^{CE} . Estruturas supostamente responsáveis por essas forças são chamadas de elemento passivo (<i>passive element</i> PE) e elemento contrátil (<i>contractile element</i> CE). A força F^{CE} depende do comprimento da fibra l^M e velocidade v^M , e da ativação das fibras musculares $a(t)$. Alguns modelos incluem a elasticidade muscular em série (<i>series elastic element</i> SEE). O tamanho de CE é a soma dos tamanhos dos γ sarcômeros da fibra muscular (exemplo γl^s) e difere do tamanho da fibra muscular l^M pelo tamanho do SEE. (ZAJAC, 1989).....	9
3.1	Forças aplicadas ao pedal F_x , F_y e F_z . Momento nos três eixos M_x , M_y e M_z . Posição angular do pé-de-vela θ_c e do pedal θ_p	14
3.2	Força resultante aplicada ao pedal representada em diagrama do relógio.(CARMO, 2003)	15
3.3	Ponte de Wheatstone.	16
3.4	Eletromiógrafo Delsys Bagnoli 2.	17
3.5	Cicloergômetro.	17
3.6	Pedal instrumentado.	18
3.7	Sistema de fixação de pedais para realizar calibração na bancada de testes.....	19
3.8	Ângulo do pé-de-vela.	22
3.9	Forças tangencial e normal ao pedal.	22
3.10	Posicionamento das duas trilhas resistivas utilizadas no goniômetro. As trilhas foram arranjadas para que seus gaps ficassem opostos. Acima vê-se a trilha interna à esquerda e trilha externa à direita.....	23
3.11	Ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela.	25
3.12	Forças perpendicular e paralela ao pé-de-vela, gerando torque e reação do mesmo, respectivamente.	26
3.13	Esquematização do aproveitamento instantâneo da força aplicada num dado instante. O eixo real representa a força aproveitada e o eixo imaginário representa a força que se cancela com a reação do pé-de-vela. O fator de aproveitamento é indicado por $\cos(\alpha)$	26

4.1	Ocorrência de falso positivo no algoritmo de patamar simples.....	30
5.1	Representação gráfica da detecção da atividade neural para os três algoritmos estudados. SNR_{dB} total igual a 23,0 dB	36
5.2	Representação gráfica da detecção da atividade muscular (em vermelho) no sinal de torque (em verde) para o algoritmos baseado em patamar simple s.	38
5.3	Marcação dos inícios de atividade neural(em vermelho), atividade muscular(em amarelo) e sinais de EMGS(em azul) e torque(em verde)	39
5.4	Picos de torque(em amarelo) e energia(em vermelho) e sinais de EMGS e torque.....	40

LISTA DE TABELAS

3.1	Valores das médias e desvios padrão da idade, estatura e peso dos sujeitos.	19
3.2	Valores calculados de A e B, em cada região da pedalada	24
5.1	Valores das médias e desvios padrão da idade, estatura e peso dos sujeitos.	35
5.2	Análise de oito bulhas para SNR_{dB} total é de $23,0 dB$ - é apresentado o erro (E - em milissegundos) entre a marcação manual pelo especialista e a marcação pelos algoritmos automáticos. Na última linha da tabela se apresenta o erro médio (em milissegundos).	36
5.3	Análise de oito bulhas com SNR_{dB} total é de $9,1 dB$ - é apresentado o erro (E - em milissegundos) entre a marcação manual pelo especialista e a marcação pelos algoritmos automáticos. Na última linha da tabela se apresenta o erro médio (em milissegundos). O erro com o sinal negativo significa uma erro por antecipação, ou seja, a marcação automática ocorreu anteriormente a marcação manual.	37
5.4	Valores de marcação dos inícios das atividade neural e muscular e cálculo da EMD por inícios.	40
5.5	Valores de marcação dos picos e torque e picos de energia e cálculo da EMD por picos.	41
5.6	Valores calculados de EMD para o primeiro sujeito. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do pico de energia do instante de marcação do pico de torque. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do início de atividade neural do instante de marcação do início de atividade muscular. Na penúltima linha, a média das oito bulhas do trecho analisado. Na última linha o desvio padrão entre os EMDs calculados para cada uma das bulhas analisadas. Todos os valores em milissegundos.	41
5.7	Valores calculados de EMD para o segundo sujeito. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do pico de energia do instante de marcação do pico de torque. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do início de atividade neural do instante de marcação do início de atividade muscular. Na penúltima linha, a média das oito bulhas do trecho analisado. Na última linha o desvio padrão entre os EMDs calculados para cada uma das bulhas analisadas. Todos os valores em milissegundos.	42

- 5.8 Valores calculados de EMD para o terceiro sujeito. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do pico de energia do instante de marcação do pico de torque. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do início de atividade neural do instante de marcação do início de atividade muscular. Na penúltima linha, a média das oito bulhas do trecho analisado. Na última linha o desvio padrão entre os EMDs calculados para cada uma das bulhas analisadas. Todos os valores em milissegundos. 42
- 5.9 Valores calculados de EMD para o quarto sujeito. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do pico de energia do instante de marcação do pico de torque. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do início de atividade neural do instante de marcação do início de atividade muscular. Na penúltima linha, a média das oito bulhas do trecho analisado. Na última linha o desvio padrão entre os EMDs calculados para cada uma das bulhas analisadas. Todos os valores em milissegundos. 43

LISTA DE ABREVIACOES

AD	<i>Analog Digital</i>
CE	<i>Contractile Element</i>
EMD	<i>Electromechanical delay</i>
EMG	Eletromiografia
EMGS	Eletromiografia de superfície
MU	<i>Motor Unit</i>
MUPs	<i>Motor Unit Potentials</i>
MVC	<i>Maximum Voluntary Contraction</i>
PE	<i>Passive Element</i>
SEE	<i>Series Elastic Element</i>
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
SISO	<i>Single Input Single Output</i>
SNR	<i>Signal to noise ratio</i>
UnB	Universidade de Brasília

Capítulo 1

Introdução

O ciclismo há muito tempo atrai a atenção de pesquisadores com o interesse em decifrar as relações existentes entre os sinais neurais e a produção de força nos grupos musculares. Medir corretamente a força e sua variação durante o movimento é requisito para uma análise aprofundada sobre aptidões física e técnica de uma pessoa. Com a completa compreensão do padrão de ativação muscular e padrões de produção de força que levam ao movimento, fisioterapeutas e treinadores de ciclistas podem focar seus esforços em uma fase específica da pedalada para melhorar a performance de um grupo muscular específico. Dessa forma, é possível melhorar protocolos para reabilitação e para ganho de performance analisando sinais neuromusculares.

Existem muitas razões que justificam a atenção dada ao ciclismo, dentre elas, a possibilidade de investigação controlada (NEPTUNE; HULL, 1998), a característica cíclica do pedalar, a reprodutibilidade do movimento no cicloergômetro e a possibilidade de instrumentação dos pedais. Ao relizar testes no cicloergômetro, é possível adaptar o protocolo da atividade ao tipo de investigação que se deseja e variar parâmetros importantes, como potência e cadência. O cicloergômetro é de grande importância pois, por ser fixo, permite que a instrumentação disponível seja ligada à placa digitalizadora em estação base computadorizada. Dessa forma, diversos sinais podem ser capturados ao mesmo tempo e sob a mesma taxa de amostragem como, por exemplo, os sinais de eletromiografia de superfície e os sinais provenientes da instrumentação de pedais. Nessa situação, é mais provável que se chegue a resultados que os relacionem. É com esse objetivo que um grupo multidisciplinar formado na Universidade de Brasília tem conseguido avanços bastante consideráveis no estudo de sinais musculares e biomecânicos. Uma das ferramentas por eles desenvolvida foi um pedal instrumentado a partir do qual se consegue observar as forças tangencial e normal ao pedal aplicadas em um determinado instante (BOMTEMPO et al., 1997; CARMO JC E NASCIMENTO, 1997; CARMO et al., 2001; CARMO, 2003). Como nos experimentos, realizados no laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor da Faculdade de Educação Física da UnB, também foram colhidos os sinais de eletromiografia de superfície (EMGS)¹ do Vasto Lateral dos atletas voluntários. Dessa forma é possível relacioná-los aos sinais biomecânicos colhidos no pedal. Através da análise de sinais, capturados no ambiente descrito, estudos como Rocha

¹EMGS possui a vantagem de ser uma técnica não invasiva, pois utiliza eletrodos que são fixados sobre a pele.

(2006), Rocha et al. (2005), Carmo JC e Nascimento (1997) e como Carmo (2003) chegaram a resultados concretos como à previsão do ponto da pedalada em que o ciclista imprime maior força e o instante em que o músculo do atleta começa a apresentar fadiga. Esses resultados evidenciam a existência de uma relação entre os sinais de eletromiografia de superfície e sinais biomecânicos.

A relação existente entre o sinal de eletromiografia e os sinais biomecânicos coletados no pedal instrumentado pode ser de causa efeito. Nesse sentido, a investigação científica considera que o sinal de eletromiografia pode ser encarado como uma representação da ativação neural de um músculo, uma vez que provê acesso aos processos fisiológicos responsáveis pela geração da força muscular (DE LUCA, 2002). Por isso é razoável que possa-se representar o processo de geração de força em função desse sinal. Alguns pesquisadores se dedicaram a trabalhos de modelagem matemática em que propõem equações que relacionam a ativação neural e a geração de força nos músculos (BUCHANAN et al., 2004; ZAJAC, 1989). Alguns adotam um modelo que analisa as características dos sinais de eletromiografia e biomecânicos utilizando um entendimento das características de coordenação muscular, não com a profundidade de uma abordagem "reducionista", mas também não consideram a geração força no músculo como um sistema fechado como faria a abordagem de "caixa preta". Essa última abordagem é adotada em outros trabalhos em que o sinal de eletromiografia representa a entrada e a força representa a saída. Ambos os casos buscam um padrão de ativação muscular que determine quando um músculo começa a gerar força e quanta força é gerada. Essa relação ainda não é compreendida e é objeto de muita discussão e estudo. Isso se dá pela complexidade do sinal de eletromiografia que é influenciado por vários fatores como potência e cadência da pedalada, posição do corpo, posição dos pés no pedal, estado de treinamento, fadiga e técnicas de coleta. Soma-se a isso a discussão sobre as técnicas de processamento mais adequadas.

O modelo estudado nesse trabalho utiliza algumas características do processo de coordenação muscular e divide a transformação da ativação neural em força muscular em dois conceitos distintos. Em seu modelo, Buchanan et al. (2004) descreve o processo de transformação do sinal de eletromiografia (ativação neural) em sinal de ativação muscular dando o nome, que foi utilizado anteriormente por Zajac (1989), de dinâmica de ativação muscular e o processo de transformação de ativação muscular em força em um processo de dinâmica de contração muscular. Tanto o modelo de Zajac (1989) como o modelo de Buchanan et al. (2004) utilizam o sinal de eletromiografia como representação da ativação neural, apesar de esclarecerem que esse sinal é formado e influenciado por diversas outras componentes. A diferença entre os dois modelos é que Buchanan et al. (2004) descreve a dinâmica de ativação muscular como um processo intermediário entre o estímulo elétrico e a geração de força. A entrada desse processo seria o estímulo elétrico (ativação neural) representado pelo sinal de eletromiografia e a saída a ativação muscular. A ativação muscular serviria então como entrada para o processo da dinâmica de contração muscular que teria como saída a força. Ambos os modelos citados consideram que não há instantaneidade entre a estimulação elétrica e a produção de força pelo músculo e utilizam uma constante dependente das características musculares para representar esse atraso. Essa constante é explícita nas equações que descrevem a dinâmica de ativação muscular. O atraso eletromecânico (*electromechanical delay* EMD) é provocado por fatores fisiológicos. Nordez et al. (2009) mostrou que metade desse atraso

é devido a propagação da força em elementos passivos elásticos como tendões.

As análises que relacionam o sinal de eletromiografia aos sinais de força evidenciam a ocorrência do pico de torque produzido pelo músculo logo após a ocorrência do pico de energia do sinal de eletromiografia. Essa distância temporal entre as ocorrências é esperada, pois, como foi dito, não há instantaneidade entre o estímulo e a produção de força. Então os estudos que procurem relacionar temporalmente os sinais de eletromiografia e os sinais de força devem considerar o EMD em suas análises. Como o EMD pode variar de acordo com as características do músculo, seria interessante que se pudesse calculá-lo por meio dos sinais coletados. Entretanto, o cálculo da EMD utilizando os próprios sinais a relacionar, muitas vezes, não é realizado e se consideram resultados obtidos por medição em grupos musculares específicos como os feitos por Corcos et al. (1992).

Na tentativa de calcular o EMD específico por sujeito através dos sinais de EMGS e sinais biomecânicos, alguns trabalhos tomam por partida a não coincidência temporal entre a ocorrência do pico de energia do sinal de eletromiografia (EMG) e pico de torque produzido pelo músculo (ROCHA et al., 2005). Nesses casos, a distância entre as ocorrências dos picos foi considerada atraso eletromecânico. Essa análise pressupõe que o pico de energia do sinal de EMG, necessariamente, gera o pico de torque muscular. Contudo, além do pressuposto anterior, de acordo com o conceito encontrado nos modelos musculares estudados (ZAJAC, 1989; BUCHANAN et al., 2004), EMD é a diferença temporal entre a ativação neural e ativação muscular, portanto, para calculá-lo é preciso primeiro determinar o ponto onde considera-se que houve ativação neural e o ponto em que considera-se que houve ativação muscular (produção de força).

Nesse trabalho é proposto um algoritmo para marcação do início da ativação neural através do sinal de eletromiografia de superfície. Para isso, foram observados trabalhos que propuseram algoritmos semelhantes e que tratam o sinal de eletromiografia em busca dos pontos em que a ativação muscular inicia. Um dos desafios enfrentados com esse objetivo é a presença de ruído no sinal que leva a marcações incorretas. O algoritmo proposto baseia-se no limiar de energia de uma janela deslizante sobre o sinal de EMGS, e quando comparado aos algoritmos, já consagrados, de patamar simples e patamar duplo apresenta resultados satisfatórios.

Outro desafio é encontrar o ponto em que, pode-se considerar que, houve ativação muscular. Nesse trabalho, considera-se o sinal de torque em relação ao pé-de-vela um bom indicativo de produção de força. O cálculo do torque envolve o tratamento dos sinais coletados pelo pedal instrumentado. Esses sinais são as forças tangencial e normal em relação ao pedal e o sinal de um goniômetro que descreve o ângulo entre o pedal e o pé-de-vela. O tratamento adequado desses sinais leva ao torque. Como os sinais coletados no pedal instrumentado possuem uma pequena largura de banda e suas componentes se concentram em uma área de menor frequência com alta SNR (*Signal to noise ratio*), o ruído não é crítico para a análise por patamar e, por isso optou-se pela aplicação de um algoritmo de patamar simples parametrizado para o protocolo estudado. Esse algoritmo verifica o instante em que a amplitude do sinal ultrapassa determinado patamar (considerado como valor mínimo em que pode se considerar que houve ativação muscular) e se mantém, consistentemente ², acima dele. Com isso foi possível realizar a marcação do ponto de

²Durante uma janela de tempo

início da ativação muscular.

Já com a marcação dos inícios de atividade neural e muscular, pôde-se calcular o atraso eletromecânico, de acordo com o conceito estudado, subtraindo o instante de ativação muscular do instante de ativação neural.

Esses desafios levam a descrição de um método de cálculo do atraso eletromecânico (EMD) através do sinal de eletromiografia de superfície (EMGS) e dos sinais biomecânicos obtidos em pedal instrumentado no cicloergômetro.

Todos os sinais tratados no trabalho foram coletados com a instrumentação disponível no laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor da Faculdade de Educação Física da UnB.

Esse trabalho está organizado em seis capítulos, incluindo essa introdução.

O Capítulo 2 faz uma revisão das publicações que formam a base para o desenvolvimento dessa dissertação. Nele estão descritas as características do sinal de eletromiografia de superfície, assim como todo o pré-processamento realizado pela instrumentação utilizada. São discutidas as dificuldades decorrentes do nível de ruído no sinal coletado, modelos matemáticos de Zajac (1989) e seu aperfeiçoamento proposto por Buchanan et al. (2004) e o aparecimento do atraso eletromecânico nos modelos e análises.

No Capítulo 3, o pedal instrumentado proposto por Carmo (2003) é descrito em detalhes e considera-se o advento do goniômetro que mede o ângulo entre o pedal e o pé-de-vela. Outra análise feita é a de um ciclo completo da pedalada considerando o gráfico de relógio também presente em Carmo (2003). Nele também é descrito o protocolo para aquisição de sinais ao qual foram submetidos os atletas voluntários na pesquisa e como esses sinais foram digitalizados. No caso da EMGS é feita a observação de conformidade com as regras do *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) sobre a fixação dos sensores.

O Capítulo 3 apresenta, ainda, as ferramentas criadas para correção das forças aplicadas ao pedal para que se orientem de acordo com o pé-de-vela e com isso seja possível o cálculo do torque.

O Capítulo 4 endereça o desafio de se encontrar o início da atividade neural através do sinal de eletromiografia de superfície e algoritmos criados com esse objetivo (assim como o algoritmo proposto nesse trabalho) são descritos e comparados. Com intuito de marcação do início de atividade muscular é exposta a aplicação do algoritmo de patamar simples. Por fim, tendo os sinais tratados e os vetores com os inícios de atividade criados é exposto o cálculo de EMD por simples subtração.

O Capítulo 5 exhibe os resultados do processamento dos sinais pelas ferramentas apresentadas no Capítulo 4. Nele estão sintetizadas comparações e adequação dos resultados a literatura pesquisada.

O Capítulo 6 avalia os resultados obtidos pelos experimentos e sintetiza as principais contribuições. São apontados desafios para trabalhos futuros.

Capítulo 2

Eletromiografia de superfície - modelos descritores da fisiologia muscular

Revisão dos trabalhos que formam a base para o desenvolvimento dessa dissertação. Aqui estão descritas as características do sinal de eletromiografia de superfície, assim como, todo o pré-processamento realizado pela instrumentação utilizada. São discutidas as dificuldades decorrentes do nível de ruído no sinal coletado, modelos matemáticos de Zajac (1989) e seu aperfeiçoamento proposto por Buchanan et al. (2004) e o aparecimento do atraso eletromecânico nos modelos e análises.

2.1 O que é medido na eletromiografia de superfície

Para que ocorra uma contração, um sinal elétrico do sistema nervoso central deve primeiro chegar a um neurônio motor. Esses neurônios são os responsáveis por iniciar uma contração muscular. Quando esse sinal elétrico, vindo do neurônio motor, atinge a fibra muscular, é iniciada uma série de processos eletrofisiológicos e eletroquímicos. Esses processos produzem eventos de despolarização e repolarização que são conhecidos como potenciais de ação .

O grupo formado por um neurônio motor e fibras musculares por ele inervadas é chamado de Unidade Motora (MU *Motor Unit*) (TASSINARY; CACIOPPO, 2000). Na figura 2.1 adaptada de Brooks (2014) estão representadas três unidades motoras. As unidades motoras são as unidades funcionais de um músculo e seus potenciais de ativação (MUPs *Motor Unit Potentials*) são os sinais que mais contribuem para a EMGS que mede os potenciais de ativação de um grupo de fibras musculares próximas aos eletrodos.

A EMGS é medida à distância, uma vez que os eletrodos são posicionados sobre a pele. Esse sinal possui dois componentes. O primeiro uma onda negativa que se propaga do final da zona de inervação a ambos os tendões. O segundo uma onda positiva que é gerada quando o potencial, ao propagar-se, atinge a transição entre músculo e tendão. Quando são utilizados eletrodos bipolares,

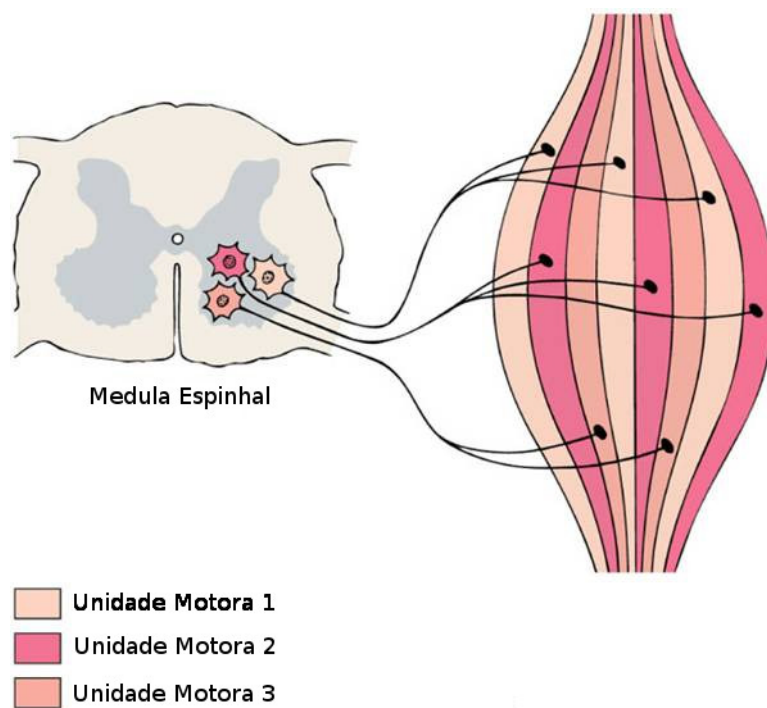


Figura 2.1: Três unidades motoras (BROOKS, 2014).

as componentes comuns das ondas se cancelam e os componentes propagados são percebidos. Já que a fonte de propagação se estende no espaço, mudar a distância entre os eletrodos provoca mudança nos MUPs. Essa relação, assim como, a relação entre o sinal e a profundidade de uma unidade motora foram estudadas por Roeleveld et al. (1997).

2.2 Características do sinal de eletromiografia de superfície

O sinal da eletromiografia de superfície apresenta fortes características estocásticas e pode ser representado por uma distribuição Gaussiana. Sua amplitude varia de 0 a 10 mV ou 0 a 1,5 mV (rms). A parte útil da energia do sinal está na faixa de frequência de 0 a 500 Hz, com grande concentração entre 50 e 150 Hz (DE LUCA, 2002). Essas características podem ser verificadas no espectrograma 2.2 .

Um dos problemas encontrados ao tratar esse sinal diz respeito a dificuldade em separar o ruído elétrico. Esse ruído pode ter origem em diversas fontes como o ruído do equipamento eletrônico utilizado para coleta, o ruído do ambiente (lâmpadas, fios, transformadores e etc.)¹, no movimento de eletrodos ou cabos do próprio eletromiógrafo ou, até mesmo, das características das unidades motoras que apresetam comportamento quase randômico entre 0 e 20 Hz. Para diminuir o efeito do ruído, pode-se aplicar um filtro passa altas para eliminar o ruído de baixa frequência ². Alguns

¹Uma das principais fontes de ruído, o ambiente, apresenta frequência entre 50 e 60 Hz, faixa essa, que se localiza na região de concentração de energia do sinal (50 - 150 Hz).

²geralmente utiliza-se uma frequência de corte entre 5 e 30 Hz, já que a maior parte da energia do sinal se concentra acima dos 50 Hz

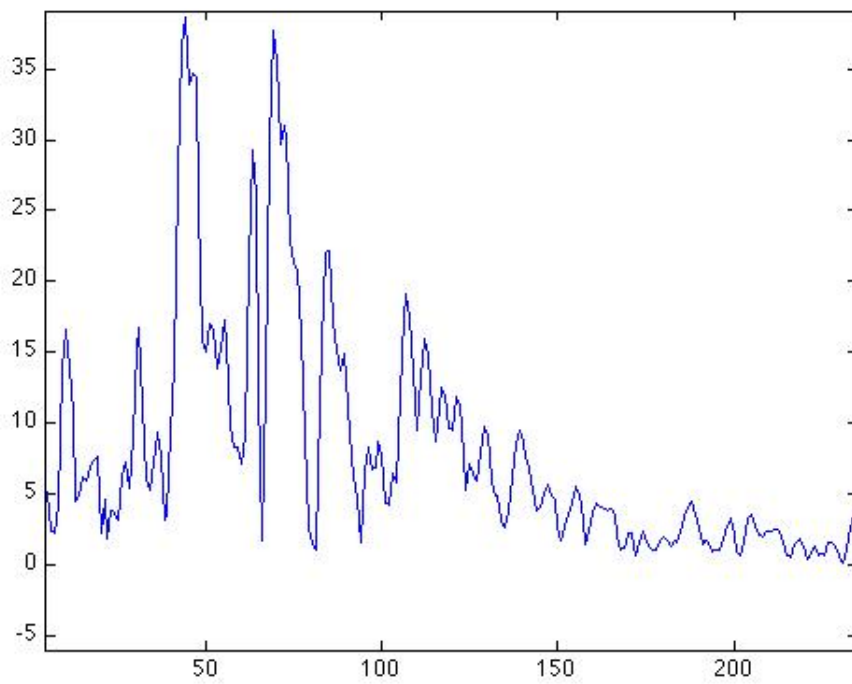


Figura 2.2: Espectrograma do sinal de EMGS. No eixo das ordenadas tem-se a amplitude em mV já no eixo das abscissas a frequência em Hz.

eletromiógrafos podem realizar a filtragem, mas é possível realizá-la por software. Em ambos os casos, o deslocamento em fase deve ser evitado. Na literatura é muito comum encontrarmos a utilização de filtros Butterworth ou Chebyshev (MERLETTI; TORINO, 1999).

2.3 Modelos musculares

Na tentativa de entender o sinal da eletromiografia (EMG), alguns modelos musculares já foram propostos e matematicamente fundamentados baseados em abordagens "reducionistas"(que entram em detalhes como características microscópicas do tecido) ou, até, abordagens de "caixa preta"(onde considera-se o músculo como um sistema e consideram-se apenas as entradas e saídas desse sistema). O modelo a ser considerado vai depender da finalidade do estudo. Esses modelos podem, ainda, seguir dois tipos de dinâmica: dinâmica direta e dinâmica inversa.

- Dinâmica direta

Na dinâmica direta a entrada é o comando do sistema nervoso central que especifica a magnitude da ativação muscular. Para esse tipo de estudo é muito comum a utilização do sinal de EMG representando o sinal do sistema nervoso central. A magnitude do sinal de EMG representa o aumento ou diminuição do esforço muscular. Para que seja possível esse tipo de análise é necessário transformar a amplitude do sinal em um fator de ativação muscular. Esse processo recebe o nome de dinâmica de ativação muscular.

O processo que recebe como entrada a ativação muscular e a transforma em força é chamado de dinâmica de contração muscular. Quando o músculo desenvolve força, o tendão recebe carga e transfere a força para o osso. Esse tipo de força desenvolvida na contração muscular é chamada de força músculo-tendão.

A dinâmica direta é sujeita a erros. O sinal de EMG apresenta uma grande variabilidade e a transformação de ativação muscular em força ainda não foi completamente esclarecida. Esse tipo de problema se agrava com a EMGS, picos no sinal podem causar uma normalização errônea do sinal durante a análise da dinâmica de ativação.

- Dinâmica inversa

Na dinâmica inversa a entrada é a força medida através de plataformas ou gravações de vídeo do movimento. A posição e orientação dos membros são extremamente importantes nesse tipo de análise, pois esses dados são utilizados para descrever a dinâmica do movimento. Se o movimento for bem descrito é possível relacioná-lo às forças produzidas.

Esse tipo de processo é sujeito a erros devido à imprecisão ao estimar massa e outras características dos membros. Outro problema ocorre na análise do movimento (aceleração, por exemplo) que é muito sensível a erros de medição.

2.3.1 Modelo de Zajac e adaptações de Buchanan

Zajac (1989) propôs um modelo que se encaixa entre os modelos "caixa preta" e "reducionistas". Assim como muitos que estudam coordenação intramuscular, utilizou como base o modelo proposto por Hill (1938), Wilkie (1956) e Ritchie e Wilkie (1958). Modelo esse que foi posto a prova e resistiu ao tempo demonstrando grande valia para o estudo da dinâmica muscular em que vários músculos devem ser modelados ao mesmo tempo. Para isso, dividiu sua abordagem de dinâmica direta em dinâmica de ativação e dinâmica de contração. Esse caminho também é seguido por estudos mais recentes como o de Buchanan et al. (2004). A adaptação proposta por Zajac desconsidera a elasticidade muscular descrita em alguns modelos do tipo Hill (elemento elástico em série com o músculo SEE - *Series Elastic Element*), como o da figura 2.3, e considera a elasticidade do tendão.

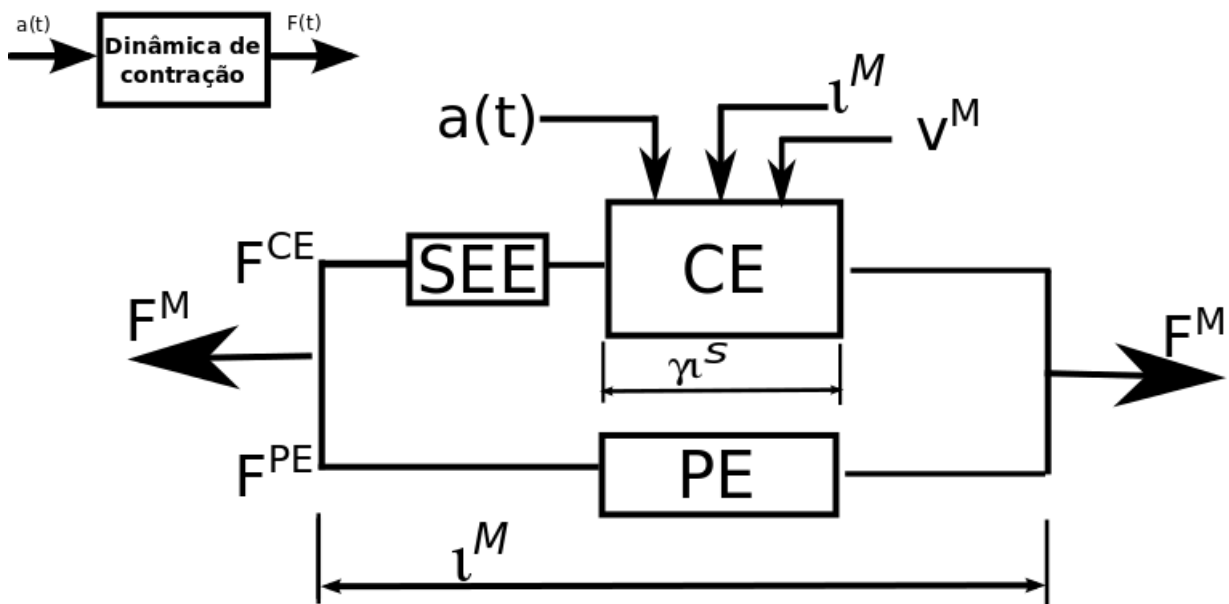


Figura 2.3: Modelo do tipo Hill para a dinâmica de contração do tecido muscular. A força muscular total F^M é a soma da força passiva F^{PE} e da força ativa F^{CE} . Estruturas supostamente responsáveis por essas forças são chamadas de elemento passivo (*passive element* PE) e elemento contrátil (*contractile element* CE). A força F^{CE} depende do comprimento da fibra l^M e velocidade v^M , e da ativação das fibras musculares $a(t)$. Alguns modelos incluem a elasticidade muscular em série (*series elastic element* SEE). O tamanho de CE é a soma dos tamanhos dos γ sarcômeros da fibra muscular (exemplo γ^s) e difere do tamanho da fibra muscular l^M pelo tamanho do SEE. (ZAJAC, 1989).

2.3.1.1 Dinâmica de ativação muscular (modelo SISO)

É possível determinar a ativação muscular através do sinal de EMG em um modelo SISO (*single input single output*) em que a atividade elétrica seria a entrada e atividade muscular a saída como proposto por Zajac. Entretanto, em uma melhoria, Buchanan et al. (2004) dividiu esse processo

em duas etapas ativação neural e ativação muscular. A justificativa para essa divisão é que existe um atraso eletromecânico (EMD) entre o início da atividade elétrica (ativação neural) e o início da atividade muscular (ativação muscular). Esse atraso é evidenciado na equação (2.3) em que é representado por d . Esse atraso geralmente, assume valores entre $10ms$ e $100ms$ conforme estudado por Corcos et al. (1992) que também levantou as causas para sua ocorrência.

Para aplicar o modelo de Zajac deve-se processar o sinal. Como o sinal de EMG colhido é a representado em volts e pode assumir valores positivos e negativos e a entrada para a transformação em ativação neural é representada em uma escala de 0 a 1 é necessário normalizar o sinal. Divide-se o sinal pelo seu valor de pico. Esse procedimento garante que o sinal nunca ultrapasse 1. Caso aconteça um valor maior que 1, ou ocorreu erro na normalização, ou a referência tomada para valor de pico não representou uma MVC (*maximum voluntary contraction*). A justificativa para a utilização do filtro passa baixas no sinal normalizado é que o músculo age como um filtro passa baixas (BALDISSERA; CAVALLARI; CERRI, 1998). Apesar de o sinal apresentar frequências superiores a $100 Hz$ a força gerada pelo músculo possui componentes de frequência bem mais baixas.

O sinal de EMG normalizado servirá de entrada para a transformação em ativação neural. Zajac (1989) mapeou a ativação neural em uma equação linear de primeira ordem. No modelo de Zajac o EMD foi expresso como uma constante τ_{act} , o sinal de EMG normalizado como $e(t)$ e a ativação neural como $u(t)$. A equação que segue é a equação de Zajac adaptada por Buchanan et al. (2004) para condizer com seu conceito de ativação neural³:

$$\frac{du(t)}{dt} + \left[\frac{1}{\tau_{act}} \cdot (\beta + (1 - \beta)e(t)) \right] \cdot u(t) = \frac{1}{\tau_{act}} \cdot e(t) \quad (2.1)$$

$$0 < \beta < 1$$

4

Buchanan et al. (2004) chegou a conclusão de que a equação de Zajac (2.1) representa bem a dinâmica de ativação e é uma equação diferencial melhor resolvida através de integração numérica (algoritmo de Runge-Kutta). Entretanto, para casos de dados discretos, propôs uma equação diferencial de segunda ordem que caracterizaria melhor a dinâmica de ativação. Essa equação foi baseada nos estudos de Milner-Brown, Stein e Yemm (1973).

$$u(t) = M \frac{de^2(t)}{dt^2} + B \frac{de(t)}{dt} + Ke(t) \quad (2.2)$$

Na equação (2.2) M , B e K são constantes que definem a dinâmica do sistema. Essa equação

³Buchanan considera que a transformação do sinal de EMG se dá para ativação neural e não ativação muscular (como originalmente proposto por Zajac). Isso acontece porque Buchanan acrescentou mais um passo a dinâmica de ativação.)

⁴A equação (2.1) de Zajac mostra que quando a ativação é total $e(t) = 1$ a resposta muscular é bem mais rápida que a resposta à desativação $e(t) = 0$ com $e(t) = 1$ o delay é de τ_{act} , já com $e(t) = 0$ é de τ_{act}/β . Essa característica do tempo de reposta corrobora o exposto por Hill (1949).

ainda representa a forma contínua de uma equação diferencial de segunda ordem. Usando o processo de aproximação proposto por Rabiner e Gold (1975) Buchanan aproximou a equação (2.2) pela equação discreta:

$$u(t) = \alpha e(t-d) - \beta_1 u(t-1) - \beta_2 u(t-2) \quad (2.3)$$

Análise da estabilidade da equação proposta por Buchanan

A equação (2.3) deixa claro que o valor da saída do sistema depende de saídas anteriores e com o intuito de manter os valores das saídas menores que um o sistema deve ter ganho unitário. Segue a condição:

$$\alpha - \beta_1 - \beta_2 = 1 \quad (2.4)$$

Na equação (2.3) as constantes α , β_1 e β_2 precisam seguir a seguinte regra para que o sistema seja estável:

$$\beta_1 = y_1 + y_2 \quad (2.5)$$

$$\beta_2 = y_1 \cdot y_2 \quad (2.6)$$

$$|y_1| < 1 \quad (2.7)$$

$$|y_2| < 1 \quad (2.8)$$

É necessário que o sistema representado pela equação (2.3) seja estável. Caso contrário, $u(t)$ assumiria valores de frequência natural ou mesmo infinitos. Para analisar a estabilidade do sistema pode-se tomar a transformada Z da equação (2.3):

$$H(z) = \frac{u(z)}{e(z)} = \frac{\alpha}{1 + \beta_1 z^{-1} + \beta_2 z^{-2}} = \frac{\alpha}{(1 + y_1 z^{-1})(1 + y_2 z^{-1})} \quad (2.9)$$

O denominador polinomial da equação (2.9) possui como raízes $z = -y_1$ e $z = -y_2$. Para que o sistema seja estável, o valor absoluto dessas variáveis deve ser menor que 1.

Buchanan defende seu conceito de ativação neural com o argumento de que a ativação neural não possui uma relação linear com a força e por isso precisa ser trabalhada antes de ser utilizada como ativação muscular. O motivo dessa afirmação deve ao fato de que, se o tempo entre estímulos diminui (aumentar a frequência de estímulo), as forças produzidas por esses estímulos começarão a se agrupar gerando uma resultante que representa a média. Além do mais, existe um limite para a geração de força e, nesse limite, por mais que se estimule o músculo, a força resultante não aumentará. Ou seja, a relação é não linear.

Para modelar essa relação Buchanan chegou a seguinte equação em seu trabalho com Lloyd (LLOYD; BUCHANAN, 1996):

$$a(t) = \frac{e^{(t)Au(t)} - 1}{e^A - 1} \quad (2.10)$$

O parâmetro A é utilizado para caracterizar a curvatura e está relacionado a quanta não linearidade existe na relação para aquele músculo. Geralmente, os valores variam de 0 a -3⁵. Esse valor é determinado por processo experimental.

Para utilizar as equações 2.3 e 2.10 os parâmetros y_1 e y_2 devem ser conhecidos ou estimados. Buchanan propôs um método para estimar esses valores. Para iniciar o processo são tomados valores prováveis para cada um ($y_1 = 0,5$, $y_2 = 0,5$, $d = 40ms$ e $A = 0,1$). Esses valores são refinados, minimizando-se o erro quadrático calculado entre o que foi calculado pelas equações e o que foi observado 2.11.

$$\min \sum_1^n (M^j - M^{medido})^2 \quad (2.11)$$

O erro das n amostras é somado e então utilizado para a validação dos parâmetros. Deve-se considerar que existem perspectivas fisiológicas para esses valores. Por exemplo, d deve se situar entre 10 e 100 ms, geralmente, é de 40 ms. Já A , que caracteriza a não linearidade, deve estar entre 0 e 0,12. Além disso devem-se observar as restrições de estabilidade já descritas.

EMD evidenciada no modelo de Buchanan

Zajac criou um modelo baseado no modelo de Hill que em seguida foi aperfeiçoado por Buchanan. Nas equações sugeridas por esses modelos, fica clara a presença do atraso eletromecânico (EMD) que assume características variáveis.

Buchanan separou a ativação em duas fases, ativação neural e ativação muscular, e deu ainda mais ênfase ao EMD. Suas equações são consistentes e o sistema por ele criado é estável em condições condizentes com as observações. Em seus modelos utiliza os valores de EMD por músculo levantados por Corcos et al. (1992).

Tendo apoio em modelos consagrados e observações como as de Corcos et al. (1992), torna-se pertinente buscar um método de cálculo desse atraso através dos sinais de eletromiografia e de sinais biomecânicos.

⁵ $A = -3$ representa a relação mais exponencial possível, enquanto $A = 0$ representa uma relação linear

Capítulo 3

Instrumentação dedicada - Simulador de ciclismo

Nesse capítulo, o pedal instrumentado proposto por Carmo (2003) é descrito em detalhes e considera-se o advento do goniômetro que mede o ângulo entre o pedal e o pé-de-vela. Outra análise feita é a de um ciclo completo da pedalada considerando o gráfico de relógio também presente em Carmo (2003). Nele também é descrito o protocolo para aquisição de sinais ao qual foram submetidos os atletas voluntários na pesquisa e como esse sinais foram digitalizados. No caso do EMGS é feita a observação de conformidade com as regras do Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) sobre a fixação dos sensores.

São apresentadas as ferramentas criadas para correção das forças aplicadas ao pedal para que se orientem de acordo com o pé-de-vela e com isso seja possível o cálculo do torque. Os sinais resultantes dessa instrumentação são as entradas do processamento proposto nesse trabalho.

Para relacionar o sinal de EMGS com sinais biomecânicos de força, o cicloergômetro mostra-se uma boa ferramenta para aquisição de sinais. Desde que instrumentado, permite a coleta simultânea do sinal de EMG, das forças aplicadas aos pedais e de parâmetros das pedaladas.

Para medir as forças aplicadas aos pedais durante simulações com ciclistas, necessita-se de uma instrumentação que o faça com a maior fidelidade possível sem interferir no processo da simulação propriamente dita. Para isso, devem-se utilizar instrumentos capazes de medir as forças aplicadas em, pelo menos, duas dimensões, instrumentos estes leves o suficiente para que a simulação seja fiel à prática ciclística (os instrumentos presos aos pedais não devem atrapalhar nem ajudar o ciclista

na atividade de pedalar).

Com a finalidade de avaliar a performance de ciclistas, vários trabalhos analisam especificamente a técnica da pedalada (DAVIS; HULL, 1981; HULL; DAVIS, 1981; CARMO et al., 2001). Uma informação muito importante para essa análise é a posição do pé nos pedais e a força exercidas por eles durante a pedalada. Davis e Hull (1981) fizeram um trabalho de grande repercussão na análise das forças aplicadas no pedal. Eles desenvolveram um sistema que indicava a força aplicada em três eixos, os momentos e as posições angulares do pé-de-vela e do pedal como mostrado na figura 3.1.¹ Para viabilizar esse estudo descreveram como instrumentar um pedal utilizando *strain gages*² para medição da forças aplicadas aos pedais.

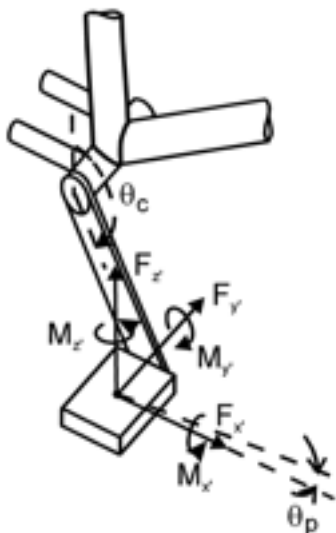


Figura 3.1: Forças aplicadas ao pedal F_x , F_y e F_z . Momento nos três eixos M_x , M_y e M_z . Posição angular do pé-de-vela θ_c e do pedal θ_p .

Uma análise bibliográfica feita por Carmo (2003) mostra a evolução dos pedais instrumentados em particular o sistema de pedais com transdutores piezoelétricos proposto por Broker e Gregor em 1990 e aperfeiçoado por eles em 1996 (BROKER; GREGOR, 1996). Nesta mesma análise fica claro que a maior contribuição alcançada por essa instrumentação foi a análise da técnica do atleta durante o pedalar. O estudo de Broker e Gregor separou as força medidas pelo pedal em suas componetes normal (perpendicular a superfície do pedal) e tangencial (paralela a superfície do pedal), calcularam sua resultante e a representaram em um diagrama do relógio como mostrado na figura 3.2.

Carmo (2003) fez uma análise sobre o significado do diagrama do relógio no seguinte trecho:

Observando estes resultados podemos verificar que o vetor força dificilmente se apresenta perpendicular ao pé-de-vela. Considerando o ponto superior como o ângulo 0 (zero) inicial, podemos verificar que os primeiros 130 graus, posição de 0 a 7, se caracterizam por um empurrão para baixo e para frente. Para a grande maioria das outras

¹ Adaptado de Davis e Hull (1981).

² extensômetros de resistência elétrica.

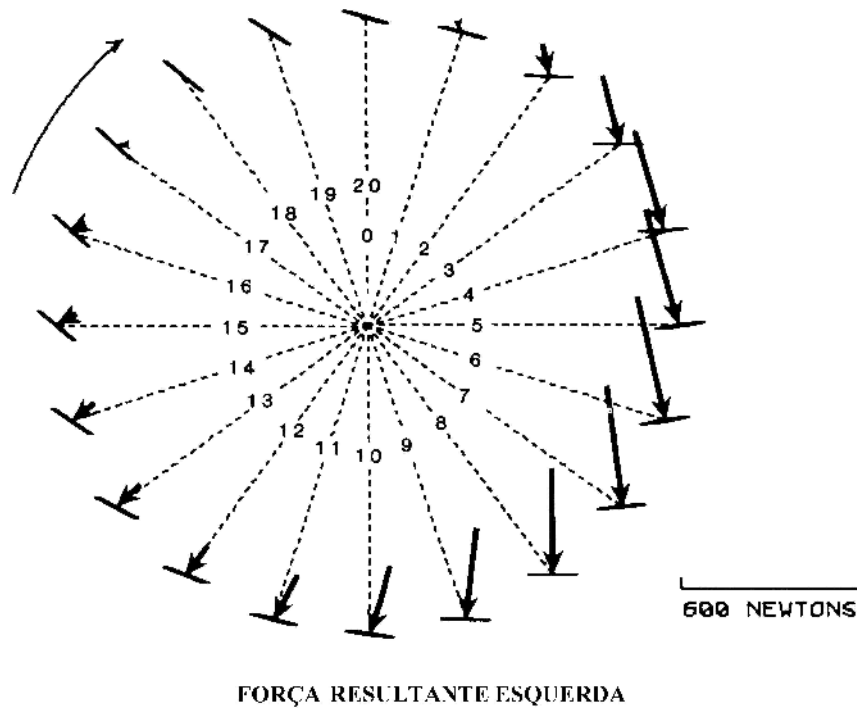


Figura 3.2: Força resultante aplicada ao pedal representada em diagrama do relógio.(CARMO, 2003)

posições ocorre um empurrão para baixo e para trás. Na posição 4 podemos observar que a aplicação da força se encontra quase perpendicular ao pé-de-vela, apresentando uma grande eficiência. A partir deste ponto, o ângulo entre a força e o pé-de-vela rapidamente diminui, prejudicando a eficiência da pedalada. Ao atingir o ponto morto inferior, posição 10 (este ponto recebe este nome pela pouca produtividade apresentada), podemos observar a existência de forças com boa magnitude, porém, sem muita eficiência em função de sua orientação. Podemos nomear as posições de 0 a 10 de fase de empurrão. Podemos notar que é nessa fase que ocorre a maior aplicação de forças eficientes (componente da força tangencial ao pé-de-vela) ao pedalar.

Na fase de recuperação, posições 10 a 17, a força ainda continua empurrando para baixo o pedal, gerando um torque oposto ao do outro pedal. Esta situação é representada pela geração de uma força eficiente negativa, ou não eficiente. Este fato ocorre mesmo com o esforço do ciclista em puxar durante o pedalar. Em altas velocidades angulares do pé-de-vela, em sua subida, o pedal pressiona o pé para cima durante a recuperação.

3.1 Instrumentação de pedais

Para analisar a força aplicadas a pedais foram propostos diversos instrumentos dos quais consideram-se, nesse estudo, os que utilizam cristais piezoelétricos e os que utilizam *strain gauges* para a montagem de células de força. Mesmo os cristais piezoelétricos apresentando maior resposta em frequência que os *strain gauges*, o seu alto custo, geralmente, inviabiliza sua utilização uma vez que os resultados alcançados com *strain gauges* são excelentes. Essa constatação está presente nos resultados de Davis e Hull (1981) e da equipe que desenvolveu um pedal instrumentado no Laboratório de Processamento Digital de Sinais da Faculdade de Educação Física da UnB(CARMO et al., 2001).

O sistema proposto por Davis e Hull (1981) utiliza trinta e dois *strain gauges* de 350Ω . Esses *strain gauges* foram organizados em oito arranjos que formaram pontes de *Wheatstone*³.

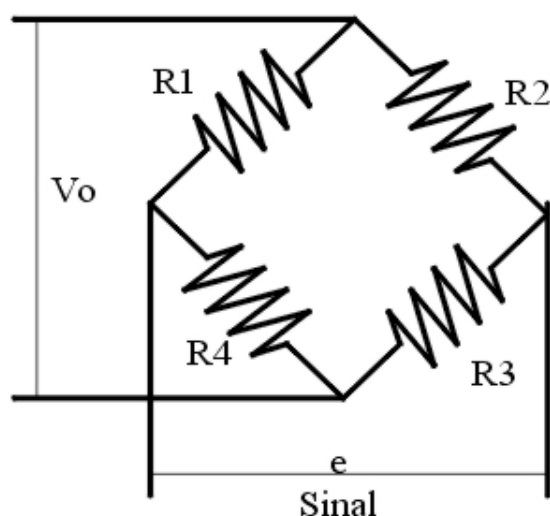


Figura 3.3: Ponte de Wheatstone.

3.2 Coleta e tratamento de sinais no cicloergômetro instrumentado

A coleta de sinais foi realizada no Laboratório de Processamento Digital de Sinais Biológicos da Faculdade de Educação Física da UnB. Os equipamentos utilizados foram um cicloergômetro 3.5, um eletromiógrafo da marca Delsys modelo Bagnoli 2 3.4 com eletrodo bipolar e o pedal instrumentado^{3.6} proposto por Jake do Carmo.

3.2.1 Calibragem da instrumentação

Antes da utilização dos pedais os mesmos devem ser calibrados. A calibração consiste em aplicar forças horizontais e verticais conhecidas no pedal fixo em uma bancada de testes, como

³Arranjo de resistências que é dito equilibrado quando $\frac{R1}{R2} = \frac{R3}{R4}$ ou $\frac{V_A}{V_E} = 0$ (PORTELA; SILVA, 1996).



Figura 3.4: Eletromiógrafo Delsys Bagnoli 2.

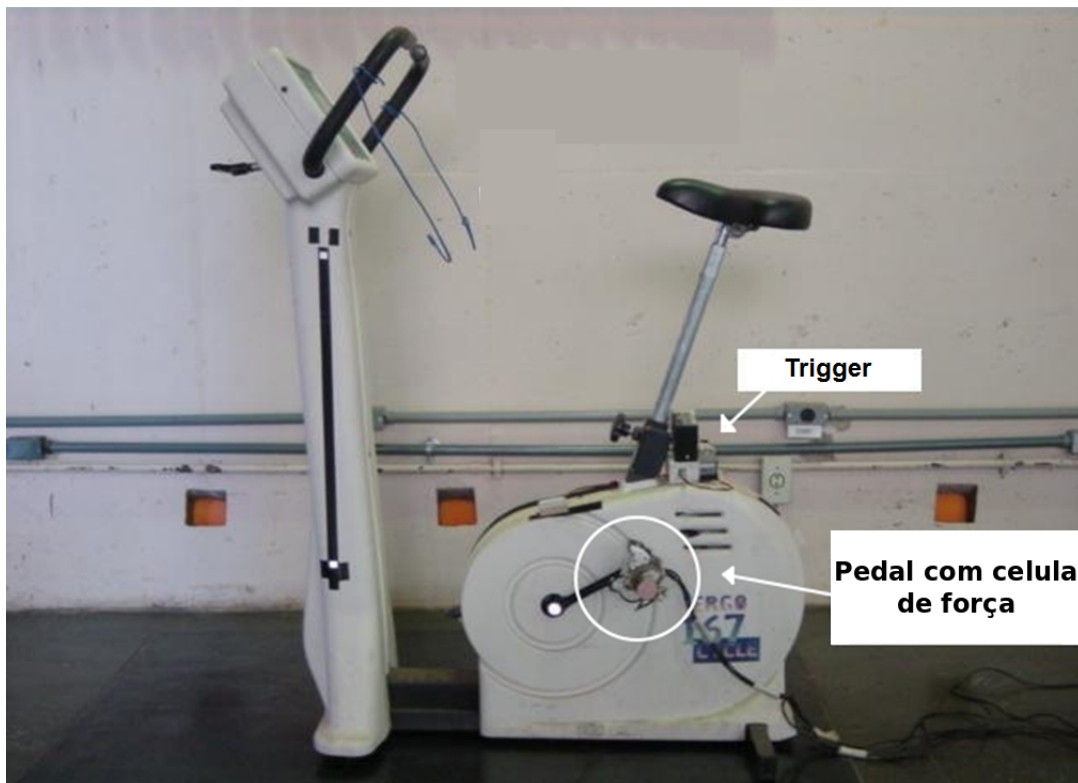


Figura 3.5: Cicloergômetro.

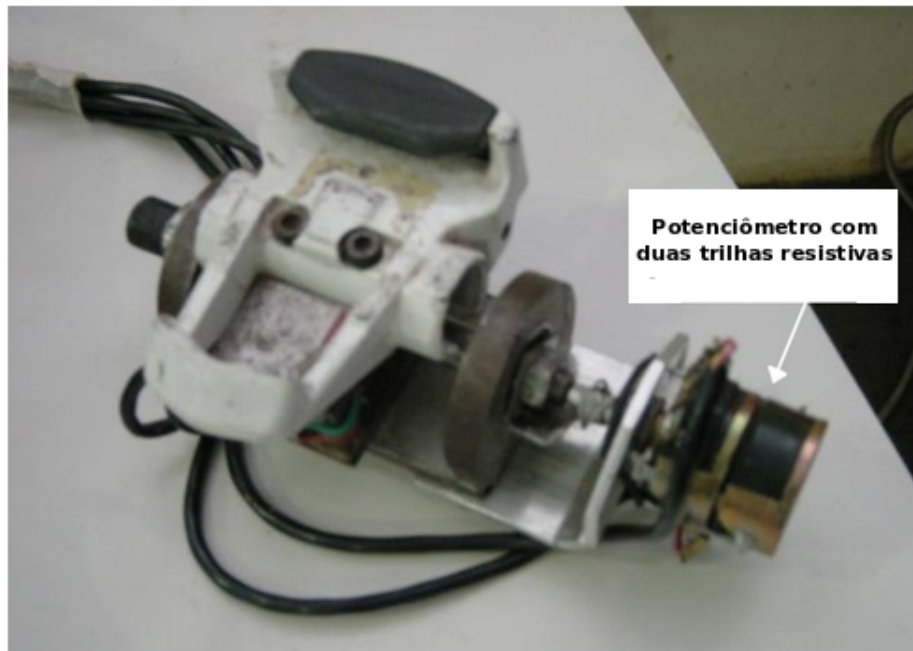


Figura 3.6: Pedal instrumentado.

a da figura 3.7, e gravar os valores para referência nos algoritmos de correção. A combinação de forças aplicadas é:

- a Força horizontal de $19,62\text{ N}$, simultaneamente à força vertical de $196,20\text{ N}$;
- b Força horizontal de $39,24\text{ N}$, simultaneamente à força vertical de $196,20\text{ N}$;
- c Somente força vertical de $98,10\text{ N}$;
- d Somente força vertical de $196,20\text{ N}$;
- e Somente força vertical de $294,30\text{ N}$;

Para a calibração do goniômetro do pedal foi utilizado um flexômetro analógico para medição do ângulo entre o pedal e a horizontal. O sinal das duas trilhas resistivas era então gravado a cada 30° até os 360° .

3.2.2 Sujeitos

Foram analisados seis sujeitos do sexo masculino, todos gozando de boa saúde fisiológica e sem problemas articulares. Os sujeitos declararam experiência em ciclismo de no mínimo dois anos com volume atual de treino superior a 250 km por semana. Todos foram apresentados ao protocolo e aos possíveis riscos corridos, consentindo oficialmente em participar do experimento, condicionalmente a não identificação dos mesmos, permitindo a utilização dos dados para até mesmo experimentos futuros. Os valores médios e os respectivos desvios padrão de idade, estatura e peso estão representados na Tabela 3.1.

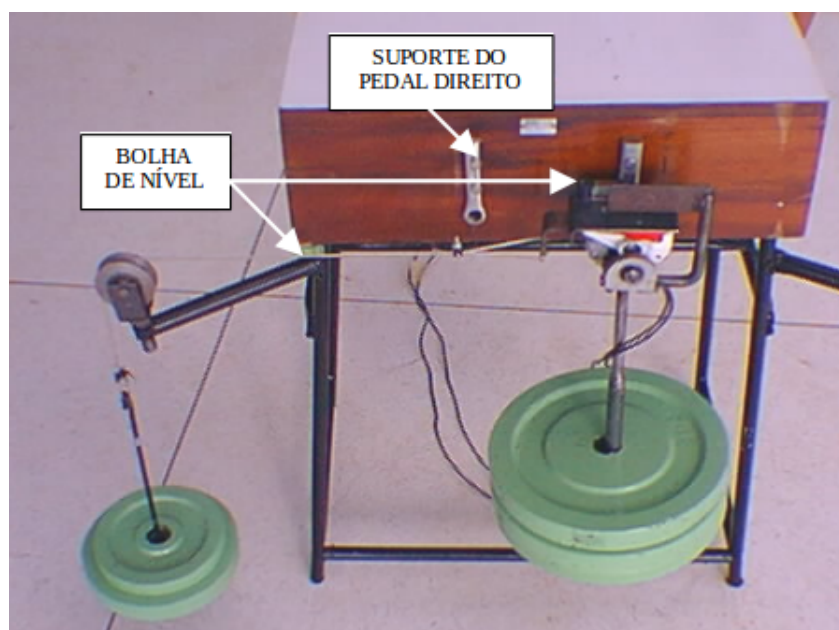


Figura 3.7: Sistema de fixação de pedais para realizar calibração na bancada de testes.

Tabela 3.1: Valores das médias e desvios padrão da idade, estatura e peso dos sujeitos.

	Média	Desvio Padrão
Idade	25,6 anos	2,4 anos
Estatura	174,2 cm	8,2 cm
Peso	679,3 N	13,6 N

3.2.3 Protocolo de aquisição dos sinais

Para evitar influências de outras variáveis foi utilizado um teste de carga submáxima de simples execução dividido em dois dias. Após os esclarecimentos relativos ao teste e após assinar termo de consentimento, adaptação do cicloergômetro e aquecimento, os atletas eram submetidos aos seguintes procedimentos:

Primeiro dia

O primeiro dia de teste foi utilizado para explicar o estudo, apresentar o equipamento, familiarizar o sujeito ao protocolo e definir a carga máxima para a análise de fadiga e potência.

Após a explicação do protocolo, a apresentação do equipamento e a assinatura do termo de aceite, caso ocorra concordância na realização, o sujeito era instrumentalizado. Um eletrodo bipolar da marca Delsys foi colocado a 2/3 da distância entre a crista ilíaca superior anterior e a borda lateral da patela da perna esquerda, para análise eletromiográfica do músculo vasto lateral. Esta medida se baseia na recomendação do SENIAM (HERMENS et al., 2000). O eletrodo de referência foi colocado no pulso esquerdo.

Foi verificada a melhor altura do banco do cicloergômetro e essa regulagem foi anotada na ficha individual do sujeito. O aquecimento consistiu de pedaladas por 2 minutos a 30 *km/h* e potência de 150 *W*. A partir desse momento o sujeito pedalou por 120 segundos a 30 *km/h* com uma potência de 200 *W*.

Ao final do teste o sujeito pedalou a 40 *km/h*, por tempo indeterminado, a uma potência inicial de 250 *W*, sendo essa aumentada de 50 *W* a cada 30 segundos até a exaustão. O tempo desse teste e a potência máxima foram anotados na ficha individual do sujeito. Essas informações foram utilizadas para indicar a potência de teste do segundo dia, assim, no teste de exaustão, foi utilizada a potência de 70% do maior valor atingido pelo sujeito.

Segundo dia

Teste em potência e cadência constantes até a exaustão. A potência foi parametrizada para 70% da máxima alcançada no dia anterior e a cadência mantida em 35 *km/h*.

No dia seguinte à realização dos primeiros testes o sujeito se apresentou para o segundo dia. O segundo dia foi o dia de teste propriamente dito, não havendo diferença básica de procedimento em relação ao primeiro. Acredita-se que no segundo dia o sujeito, mais familiarizado com as três situações apresenta um movimento mais solto, próximo à realidade.

Ao chegar, o sujeito foi instrumentalizado como no primeiro dia, foi colocado o eletrodo bipolar para análise eletromiográfica. O cicloergômetro foi regulado conforme anotação do primeiro dia e o mesmo aquecimento proposto foi executado. Idêntico ao primeiro dia este procedimento proporciona informações sobre as forças normais e tangenciais durante a pedalada, a posição do pé-de-vela em relação a sua posição vertical superior, a posição do pedal em relação ao pé de vela

e o sinal eletromiográfico. Finalmente, o sujeito realizou o teste máximo de pedalar normalmente até a exaustão a 40 *km/h* e a 70% da potência máxima observada no teste do primeiro dia.

3.2.4 Sinais

Sinal de eletromiografia de superfície

A coleta foi realizada utilizando-se um eletromiógrafo da marca Delsys modelo Bagnoli 2 com tricotomia, eletrodo bipolar posicionado sobre o ventre do músculo Vasto Lateral seguindo as recomendações de assepsia e posicionamento do SENIAM (HERMENS et al., 2000). Os sinais foram pré-amplificados com um ganho de tensão de 100 vezes. A amplificação diferencial com rejeição de módulo comum e filtragem por passa faixa com banda passante de 20Hz a 400Hz a -3dB.

O sinal do eletromiógrafo foi, então, digitalizado por um conversor A/D a uma taxa de amostragem de 2400 Hz. Os dados foram salvos em arquivo por meio de ferramenta baseada em LabView executada em uma estação de trabalho comum. As interfaces de leitura de arquivos, interface homem-máquina e algoritmos específicos para processamento dos sinais de EMGS foram implementadas utilizando-se a ferramenta MATLAB.

Trigger

O *trigger* ou gatilho é o instrumento responsável por marcar o início e o fim de uma pedalada. Para a captura do sinal do *trigger*, foi adaptado ao cicloergômetro um sensor magnético, posicionado na extremidade superior, correspondente ao ponto mais alto alcançado pelo pedal numa pedalada (CARMO, 2003), posição essa em que o pé-de-vela está perpendicular ao plano. A cada ciclo o pedal cruza o *trigger* que emite um pulso para marcar a pedalada.

Como o exercício é cíclico e a taxa de amostragem de todos os sinais é fixa (mesma taxa para todos os sinais coletados, a saber, 2400 Hz), a posição (ângulo de inclinação) do pé-de-vela num instante qualquer é proporcional ao tempo decorrido entre um pulso e outro do *trigger*, ou seja, proporcional à quantidade de amostras capturadas neste intervalo de tempo. Desta maneira, pode-se determinar a posição do pé-de-vela (figura 3.8), isto é, o ângulo ϕ correspondente à sua inclinação, num instante qualquer.

Forças normal e tangencial ao pedal

Para a medição das forças aplicadas ao pedal, foram acoplados *strain gauges*, que apesar de apresentarem qualidade inferior aos sensores piezoelétricos, são consideravelmente mais acessíveis, apresentando resultados bastante satisfatórios (HULL; DAVIS, 1981; BOMTEMPO et al., 1997; CARMO et al., 2001).

Ao pedal utilizado foi acoplada uma peça em forma de U que possui quatro *strain gauges* da marca Koya modelo KFG5-350-C1-11 formando meias pontes de Wheatstone, duas em sua parte

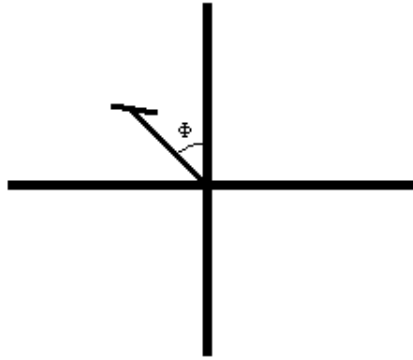


Figura 3.8: Ângulo do pé-de-vela.

superior e duas em sua parte anterior . Essas pontes, fixadas simetricamente na parte externa e interna da peça em U, são responsáveis por determinar as forças aplicadas ao pedal. A partir de uma simples combinação linear destas forças medidas, obtêm-se as forças tangencial e normal ao pedal, aplicadas pelo pé do ciclista (figura 3.9). Para completar o pedal, foi utilizada uma carcaça de um pedal de mercado para o encaixe da sapatilha.

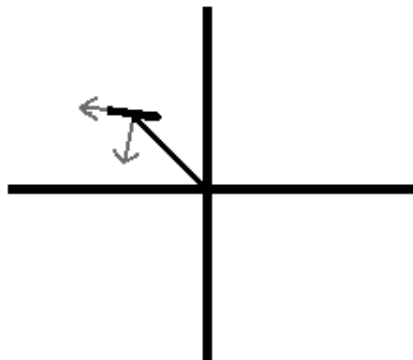


Figura 3.9: Forças tangencial e normal ao pedal.

Sinal do goniômetro

Para medir a inclinação do pedal em relação ao pé-de-vela, foi utilizado um goniômetro construído a partir de um potenciômetro com duas trilhas resistivas lineares alimentado por uma bateria. Este goniômetro foi fixado ao suporte interno do pedal, de modo que sua posição fosse rígida em relação ao pé-de-vela, porém, girasse em relação a extremidade do pedal, podendo assim, através da medição de um sinal de tensão elétrica, medir a agulação do pedal em relação ao pé-de-vela em qualquer momento, sendo o ângulo proporcional a esta tensão medida (pois a resistência do potenciômetro é proporcional ao giro aplicado ao mesmo). Esse método gera dois sinais de goniômetro, o da trilha interna e o da trilha externa.

A utilização de duas trilhas foi uma solução para contornar o efeito da descontinuidade do sinal do ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela, causado pela existência de um *gap* em cada trilha

resistiva. Para isto, as trilhas foram posicionadas de forma que o *gap* interno ficasse oposto ao *gap* externo, de modo que a trilha externa compensasse o *gap* interno e vice-versa.

3.3 Cálculos sobre os sinais de força, goniômetro e *trigger*

Para que os sinais biomecânicos coletados possam ser utilizados na análise proposta nesse trabalho, devem ser processados. A seguir encontram-se os algoritmos criados para esse processamento.

3.3.1 Ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela e inclinação em relação à horizontal

Como dito no Capítulo 2, o goniômetro gera dois sinais, o da trilha interna e o da trilha externa. A utilização de duas trilhas foi uma solução para contornar o efeito da descontinuidade do sinal do ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela, causado pela existência de um *gap* em cada trilha resistiva. Para isto, as trilhas foram posicionadas de forma que o *gap* interno ficasse oposto ao *gap* externo, de modo que a trilha externa compensasse o *gap* interno e vice-versa (ver figura 3.10). Para o cálculo do ângulo instantâneo do pedal em relação do pé-de-vela durante a pedalada, uma das trilhas (interna ou externa) do potenciômetro era selecionada, dependendo da inclinação do pé-de-vela, segundo o critério a seguir:

- 0 até $\frac{1}{4}$ da pedalada completada: trilha interna
- $\frac{1}{4}$ até $\frac{1}{2}$ da pedalada completada: trilha externa
- $\frac{1}{2}$ até $\frac{3}{4}$ da pedalada completada: trilha externa
- $\frac{3}{4}$ até o fim da pedalada: trilha interna

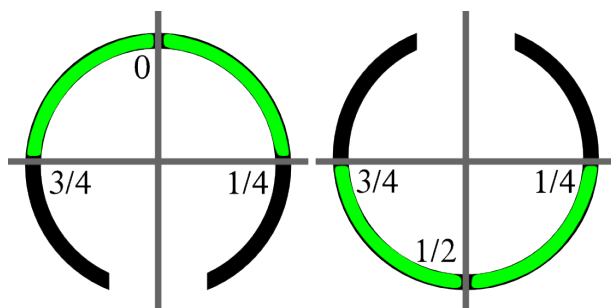


Figura 3.10: Posicionamento das duas trilhas resistivas utilizadas no goniômetro. As trilhas foram arranjadas para que seus *gaps* ficassem opostos. Acima vê-se a trilha interna à esquerda e trilha externa à direita.

O critério acima garante que, para o cálculo do ângulo, seja utilizado apenas o segmento de comportamento linear da trilhas e, além disso, ameniza os efeitos de descontinuidade. Apesar da eliminação de descontinuidades provocadas pelos *gaps*, ainda é possível observar pequenas

descontinuidades nos valores resultantes dos ângulos (neste caso, muito mais amenas), causadas pela troca das trilhas para o cálculo dos mesmos.

Como as regiões selecionadas da trilha possuem uma relação linear entre variação angular e variação da voltagem, a transformação do sinal de tensão medido pelo goniômetro para o sinal de ângulo a ser processado segue a equação 3.1.

$$V = A * \theta + B \quad (3.1)$$

e portanto, determinando-se os valores de A e B, pode-se calcular o ângulo θ pela equação 3.2.

$$\theta = (V - B)/A \quad (3.2)$$

Tais valores de A e B dependem do quadrante em que o pé-de-vela está posicionado no momento (i.e., sua região). Para o goniômetro utilizado, foram obtidos os valores ⁴ indicados abaixo, na Tabela 3.2.

Tabela 3.2: Valores calculados de A e B, em cada região da pedalada

Região da pedalada	Valor de A	Valor de B
0 até $\frac{1}{4}$	0,0011391	0,14161
$\frac{1}{4}$ até $\frac{1}{2}$	0,0010266	-0,023602
$\frac{1}{2}$ até $\frac{3}{4}$	0,0010266	-0,023602
$\frac{3}{4}$ até o fim da pedalada	0,00089484	-0,18053

Sinais obtidos no goniômetro:

$vGoni1$: Tensão medida na trilha externa

$vGoni2$: Tensão medida na trilha interna

Cálculo de θ por quarto da pedalada:

1º quarto de pedalada:

$$\theta = (vGoni2 - B1)/A1$$

2º quarto de pedalada

$$\theta = (vGoni1 - B2)/A2$$

3º quarto de pedalada:

$$\theta = (vGoni1 - B3)/A3$$

4º quarto de pedalada:

$$\theta = (vGoni2 - B4)/A4$$

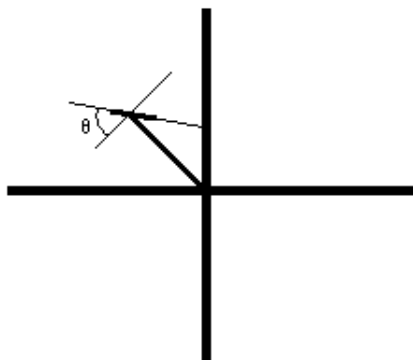


Figura 3.11: Ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela.

Combinando-se os ângulos θ da figura 3.11 e ϕ ⁵ calculados, obtém-se uma descrição completa da localização e inclinação do pedal em qualquer momento da pedalada. Portanto, pode-se também obter, por exemplo, o ângulo que indica a inclinação do pedal em relação à horizontal, bastando somar os dois ângulos calculados, θ e ϕ . Assim, obtém-se a medida da inclinação instantânea do pé do ciclista durante o exercício.

3.3.2 Cálculo do torque

A partir dos vetores de forças normal e tangencial ao pé-de-vela, é necessário determinar a parcela resultante da força aplicada que, de fato, gera torque. Para tal determinação, são suficientes as informações dos ângulos e vetores das forças aplicadas. A parcela que gera o torque é a parcela do vetor resultante perpendicular ao pé-de-vela que o faz girar. O vetor resultante na direção do eixo do pé-de-vela corresponde à parcela não aproveitada, para a qual o pé-de-vela oferece reação em igual módulo e direção, com sentido oposto, cancelando-se, e portanto, não contribuindo para mudança de configuração do sistema.

Obtém-se os valores destas forças decompondo-se as forças tangencial e normal ao pedal nos eixos paralelo e perpendicular ao pé-de-vela figura 3.12, utilizando o ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela.

Apartir dessa análise Milhomem et al. (2012) sugere um coeficiente de eficiência da pedalada, representado pela taxa da força útil (que gera torque) em relação a força total aplicada pelo atleta, coeficiente que assume valores entre 0 e 1, da menor para a maior eficiência. Tal análise é semelhante à análise do fator de potência de circuitos elétricos transformadores, também representado pelo ângulo do vetor, no caso, da impedância do circuito, num eixo complexo. Tal análise pode ser aplicada na presente situação, onde a força total aplicada assume o papel da impedância, a parcela de força que gera torque representa a resistência (parte real) e a parcela de força na direção do eixo do pé-de-vela representa a reatância (componente imaginária).

⁴Esses valores foram obtidos a partir de medições realizadas em laboratório no momento de preparação da instrumentação.

⁵Dado pela marcação realizada pelo *trigger* e considerando-se a velocidade angular constante em uma pedalada em que o eixo do pé-de-vela percorre 360°.

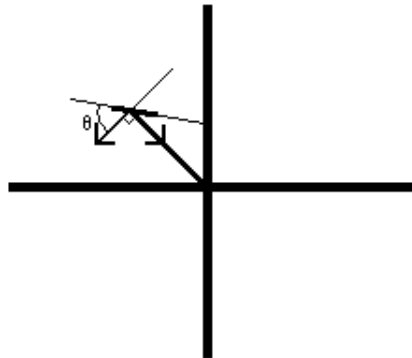


Figura 3.12: Forças perpendicular e paralela ao pé-de-vela, gerando torque e reação do mesmo, respectivamente.

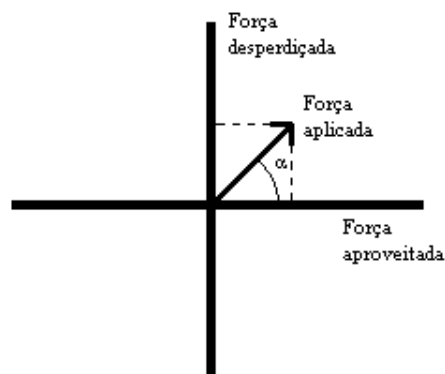


Figura 3.13: Esquematização do aproveitamento instantâneo da força aplicada num dado instante. O eixo real representa a força aproveitada e o eixo imaginário representa a força que se cancela com a reação do pé-de-vela. O fator de aproveitamento é indicado por $\cos(\alpha)$.

A partir da força perpendicular ao pé-de-vela é possível calcular o torque gerado multiplicando-se essa força pelo comprimento do pé-de-vela. Com esse cálculo garantimos considerar apenas a componente perpendicular da força aplicada que faz o pedal girar em torno do eixo de movimento central tendo o pé-de-vela como braço.

Capítulo 4

Algoritmos para identificação da atividade neural e muscular

Esse Capítulo apresenta a dificuldade em se encontrar o início da ativação neural através do sinal de eletromiografia de superfície e algoritmos criados com esse objetivo, assim como, o algoritmo proposto nesse trabalho são descritos e comparados. Com intuito de marcação do início de ativação muscular é exposta a utilização do algoritmo de patamar simples. Por fim, tendo os sinais tratados e os vetores com os inícios de atividade criados é exposto o cálculo de EMD por simples subtração.

Os sinais obtidos, pela instrumentação dedicada descrita no capítulo 3, estão sincronizados, foram convertidos pelo mesmo conversor AD sob a mesma taxa de 2400 Hz, tem-se a oportunidade de tentar relacionar os sinais biomecânicos de força ao sinal de EMGS. Nesse estudo tem-se o torque como resultado do processamento dos sinais de força. O torque é utilizado na determinação do início da ativação mecânica e o EMGS na determinação do início da ativação neural.

4.1 Algoritmos para marcação do início da ativação neural

O primeiro passo no cálculo da EMD é marcar o momento em que pode-se considerar que houve ativação neural. No caso de um movimento cíclico como o pedalar, teremos como resultado do processamento do sinal colhido em laboratório um vetor com os prováveis inícios de ativação neural¹.

Alguns métodos podem ser encontrados na literatura científica com a finalidade de determinar o início da ativação muscular através da EMGS. Dentre eles pode-se destacar o algoritmo de "patamar simples"(HODGES; BUI, 1996). Nesse algoritmo é estipulado um patamar em amplitude a partir

¹um por pedalada (bulha)

do qual é considerado que existe ativação muscular. Em outro trabalho foi proposto o algoritmo de "patamar duplo" (BONATO; D'ALESSIO; KNAFLITZ, 1998) que considera que só existe ativação quando dois patamares de amplitude são superados e, o segundo patamar é atingido durante todo um intervalo de tempo. Para o cálculo do segundo patamar considera-se o primeiro patamar além do ruído natural associado ao processo de digitalização do sinal de EMGS. O método do limiar duplo foi aperfeiçoado por Xu e Adler (2004) em publicação posterior.

Outras abordagens também são propostas na literatura. Merlo, Farina e Merletti (2003) utilizam transformada de wavelets contínua e modelos matemáticos da ativação muscular. A ativação muscular é reconhecida com base na presença de potenciais de ação de unidades motoras no sinal de EMGS. Vannozzi, Conforto e D'Alessio (2010) propõem algoritmo baseado em escalograma construído também com a transformada de wavelets contínua. A localização da ativação muscular é baseada em observação de descontinuidades no domínio da transformada.

Nesse trabalho é proposto um algoritmo de identificação do início da ativação muscular (COSTA FILHO et al., 2012) baseado no limiar da variância de uma janela deslizante sobre o sinal de EMGS. O algoritmo proposto é simples, proporciona precisão na identificação da atividade muscular e é menos susceptível aos efeitos de uma baixa SNR. Esse algoritmo é comparado aos algoritmos de Hodges e Bui (1996), Bonato, D'Alessio e Knaflitz (1998) e Xu e Adler (2004) que foram implementados de acordo com suas descrições detalhadas feitas por Xu e Adler (2004). Para a comparação foram utilizados os sinais colhidos e tratados conforme descrição do capítulo 2.

As técnicas estudadas são, em maior ou menor proporção, susceptíveis a quantidade de ruído presente no sinal. A relação sinal-ruído (*Signal to noise ratio* - SNR) utilizada em nossas avaliações é definida na equação 4.1:

$$SNR_{db} = 10 \log_{10} \frac{\sigma_x^2}{\sigma_e^2} \quad (4.1)$$

onde SNR_{db} é SNR em decibéis, σ_x^2 a variância do sinal de EMGS e σ_e^2 a variância do ruído e

$$\sigma_x^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \mu_x)^2 \quad (4.2)$$

N é o comprimento em amostras do sinal de EMGS e μ_x é a média do sinal de EMGS. σ_e^2 é calculada de forma análoga.

O método de patamar simples (HODGES; BUI, 1996) depende de uma alta relação sinal-ruído (SNR) para se obter bom desempenho. Quando a SNR não é alta, a probabilidade de ocorrência de falsos positivos (marcação incorreta do início de atividade) aumenta. Essa desvantagem é, em parte corrigida, pelo método de patamar duplo que possibilita calibrar a probabilidade de ocorrência de falsos positivos. Como o nome indica, o método exige que o sinal atenda a situação do patamar 1 e, ainda, atenda um segundo critério apresentado no patamar 2. Caracterizando realmente um incremento significativo da amplitude do EMGS, ou seja, início da ativação neural.

Para os algoritmos de patamar simples e patamar duplo o sinal de EMGS é denotado por $x[n]$. Todo instrumental que envolve a digitalização $x[n]$ também agrega ao processo uma determinada quantidade de ruído. O ruído pode aparecer em maior ou menor quantidade e tem como efeito a

diminuição da autocorrelação entre amostras de $x[n]$. A sequência $x[n]$ é normalizada pela amostra de maior amplitude de todo o sinal, gerando a sequência normalizada $\bar{x}[n]$, conforme mostrado na equação 4.3².

$$\bar{x}[n] = \frac{x[n]}{\max\{x[n]\}_{n=0,1,\dots,N-1}} \quad (4.3)$$

Uma sequência auxiliar $Z(i)$ (HODGES; BUI, 1996) é gerada tomando-se o quadrado das amostras de $\bar{x}[n]$ conforme equação 4.4.

$$Z[n] = \bar{x}[n]^2 \quad (4.4)$$

4.1.1 Algoritmo de Patamar Simples

No algoritmo de patamar simples a ativação neural no sinal EMGS é confirmada quando alguma amostra ultrapassa determinado limiar em amplitude. A sua eficiência depende da escolha do limiar³ e se mostrou muito sensível a quantidade de ruído presente no sinal. Esse algoritmo também é sujeito a falsos positivos devido a existência de picos e variações abruptas que não são consequência da ativação muscular. Essa ocorrência pode ser minimizada escolhendo-se um patamar mais alto, entretanto, nesse caso, a marcação pode ocorrer tardiamente ou pode não ocorrer. A Figura 4.1 exemplifica a ocorrência de um falso positivo. Na ilustração o sinal EMGS normalizado está em azul e a identificação da atividade muscular em vermelho.

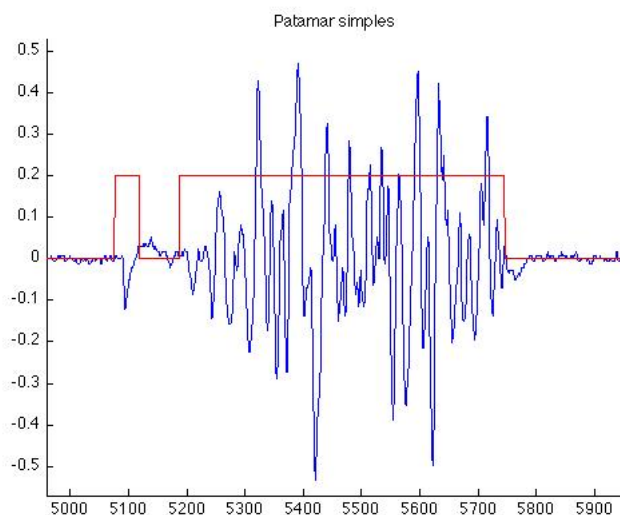


Figura 4.1: Ocorrência de falso positivo no algoritmo de patamar simples

²essa normalização é possível já que o protocolo utilizado nos experimentos contém um teste submáximo e a maior amplitude é tomada do sinal resultante de um exercício completo

³No caso estudado o limiar é calculado através da probabilidade de ocorrência de falsos positivos, como exposto na descrição do algoritmo.

No cálculo do patamar, segundo Bonato, D'Alessio e Knaflitz (1998) , seguem-se os seguintes passos:

1. Com o sujeito em repouso, faz-se a leitura do sinal (protocolo dinâmico experimental para membro superior ou inferior). Esse trecho de sinal é considerado como ruído (sem atividade muscular). A variância do ruído σ_e^2 é então, calculada.
2. A probabilidade de ocorrência de falsos positivos P_{fa} é escolhida como 0,05 e a janela de análise com M igual a 96 amostras. (O número maior de amostras em relação ao utilizado por Bonato, D'Alessio e Knaflitz (1998) deve-se a necessidade de manter a janela de amostras com mesma duração uma vez que a taxa de amostragem utilizada nesse estudo foi maior (2400 Hz)).
3. A probabilidade de uma marcação correta da ativação muscular P_ζ pode ser calculada (BONATO; D'ALESSIO; KNAFLITZ, 1998) por meio da equação 4.5.
4. Para a computação da equação 4.5, foi escolhido o valor do parâmetro r_0 igual a 0,1. Nos resultados apresentados por Bonato, D'Alessio e Knaflitz (1998) é mostrado que, o valor de r_0 é independente da SNR do sinal digitalizado ou do tamanho M janela de análise.

$$P_{fa} = \sum_{k=r_0}^M \binom{M}{k} P_\zeta^k (1 - P_\zeta)^{M-k} \quad (4.5)$$

Com o cálculo da probabilidade P_ζ de uma marcação correta da ativação muscular é possível calcular o patamar ζ através da equação 4.6. Onde é $X_{-1}^2(P, \nu)$ a distribuição chi-quadrada cumulativa inversa com grau de liberdade ν .

$$\zeta = \sigma_e^2 X_{-1}^2(P, \nu) \quad (4.6)$$

Tendo-se calculado o limiar ζ , a detecção da ativação muscular é feita utilizando-se a sequência auxiliar $Z(i)$ da equação 4.4.

4.1.2 Algoritmo de Patamar Duplo

O algoritmo de patamar duplo verifica se alguma amostra ultrapassa determinado patamar r_0 . Caso isso ocorra, verifica se um segundo patamar ζ é superado durante a janela de amostras que está sendo processada. Nesse caso, marca-se a primeira ocorrência como o início de atividade. Esse algoritmo foi proposto por Bonato, D'Alessio e Knaflitz (1998) e aperfeiçoado por Xu e Adler (2004). Para cálculo do primeiro patamar foi utilizado o método já exposto na seção anterior. O cálculo do segundo patamar leva em conta ruído presente no sinal e a probabilidade de ocorrência de um falso positivo o que garante uma grande liberdade de calibração e minimiza a ocorrência de falsos positivos (XU; ADLER, 2004).

4.1.3 Algoritmo de SNR Local Acumulada

Para diminuir o efeito da ocorrência de picos no sinal é proposto o um algoritmo também baseado em patamar. Entretanto, o patamar refere-se ao valor a ser superado pela variância do sinal calculada em uma janela deslizante em relação a variância do ruído de fundo. Como o sinal apresenta média nula, pode-se dizer que a identificação da ativação neural depende da energia acumulada no sinal de EMGS durante a janela de análise. Descrição do algoritmo:

1. Fase pré-experimental: É determinado o "ruído de fundo" com os eletrodos conectados ao sujeito em estado de repouso e é mensurada a energia residual, ou seja, o ruído devido à instrumentação e alguma influência do "tônus muscular" em repouso. Nesta fase é calculada a variância do ruído de fundo σ_e^2 escolhendo-se um tamanho de janela que, geralmente, não afeta o resultado final. Como as características eletrofisiológicas variam de sujeito para sujeito, σ_e^2 é mensurado para cada elemento que participe do protocolo.
2. Fase experimental: Sob o sinal de EMGS coletado e digitalizado resultante da aplicação do protocolo em experimento dinâmico é aplicada uma janela deslizante com o comprimento de N amostras e a variância σ_e^2 é calculada ao longo desta janela, de acordo com a equação 4.2. Com σ_e^2 calculado pode-se estimar a SNR_{db} (equação 4.1) local mensurada sobre o comprimento de uma janela de análise. Considera-se que ocorreu uma ativação neural quando a SNR_{db} local supera um limiar (nos experimentos simulados foi escolhido um limiar de 6 dB resultante de um estudo piloto em que o limiar de 6 dB apresentou bons resultados quando comparado a inspeção visual). Neste ponto o algoritmo identifica como ponto onde houve a ativação neural em relação a primeira amostra da janela de análise onde o limiar foi superado.

4.2 Algoritmo para marcação do início da ativação muscular

O próximo passo na determinação da EMD é conhecer o instante(amostra) em que o músculo começa a reagir à estimulação neural. Como os sinais biomecânicos apresentam uma alta SNR (calculada conforme a equação 4.1) não são tão sensíveis ao ruído introduzido pelo ambiente e pela digitalização. Nesse caso, faz sentido utilizar um único patamar para marcação do início de ativação muscular. O algoritmo presente nessa seção partiu da observação anterior como premissa e foi construído baseado no algoritmo de patamar simples(HODGES; BUI, 1996). Contudo em sua abordagem utiliza uma janela de amostras para garantir que esse patamar foi superado em todas as amostras da janela e então marcar a primeira amostra da janela como amostra de início de ativação muscular.

Para avaliar a marcação realizada por essa abordagem, foram escolhidos trechos dos sinais de EMGS coletados e então a marcação de ativação muscular (presença de torque) foi feita via inspeção visual. Esse algoritmo mostrou-se eficiente para os sinais utilizados nesse trabalho. Poderia ocorrer uma marcação tardia devido a espera de uma janela de amostras para a marcação. Entretanto, devido ao rápido crescimento do torque em amplitude, a marcação é acertada.

4.3 Cálculo da EMD

A aplicação dos algoritmos propostos nas seções anteriores, gera dois vetores de igual tamanho. Um vetor de inícios de ativação neural e um vetor de inícios de ativação muscular. O mesmo tamanho deve-se a característica cíclica do exercício. Em uma pedalada temos apenas um ponto de ativação neural e um ponto de ativação muscular.

Considerando a premissa desse trabalho de utilizar a diferença temporal entre a ocorrência da ativação neural e a ocorrência de ativação muscular como EMD, utilizou-se a seguinte relação 4.7 nesse cálculo:

$$EMD = \frac{(A_{im} - A_{in}) - 1}{fa} \quad (4.7)$$

Onde A_{im} representa a amostra de início de ativação muscular e A_{in} representa a amostra de início de ativação neural. fa representa a frequência de amostragem de 2400 Hz.

Para comparação, foi implementado o cálculo do EMD através dos picos de torque e de energia. Nesse, caso foi utilizado o sinal do *trigger* para separação das pedaladas (bulhas). Com as pedaladas separadas pôde-se, então, calcular a amostra de pico de energia da pedalada de acordo com a equação 4.8:

$$Ap_e = \max\{x[n]^2\}_{n=ai, \dots, af-1} \quad (4.8)$$

Onde Ap_e é amostra de pico de energia, ai a amostra de início da pedalada e af a amostra de fim da pedalada.

O pico de torque pode ser calculado conforme a equação 4.9:

$$Ap_t = \max\{x[n]\}_{n=ai, \dots, af-1} \quad (4.9)$$

Onde Ap_t é amostra de pico de torque, ai a amostra de início da pedalada e af a amostra de fim da pedalada.

O EMD é então calculado pela diferença temporal entre as amostras de pico de torque e pico de energia, como exposto na equação 4.10:

$$EMD = \frac{(Ap_t - Ap_e) - 1}{fa} \quad (4.10)$$

Onde Ap_t é amostra de pico de torque, Ap_e amostra de pico de energia e fa a frequência de amostragem de 2400 Hz.

Capítulo 5

Resultados

Nesse capítulo serão apresentados os resultados do processamento dos sinais de EMGS e torque pelos algoritmos propostos. O objetivo principal desse processamento é verificar a adequação do atraso eletromecânico calculado pelos algoritmos à bibliografia pesquisada. São apresentados em sequência:

- Algoritmo proposto para marcação do início de ativação neural, esse algoritmo é comparado aos algoritmos de patamar simples, patamar duplo e marcação por inspeção visual. Os resultados são apresentados em tabelas e ilustrados com imagens.
- Algoritmo proposto para marcação do início de ativação muscular. O resultado da marcação é apresentado com imagem.
- Método proposto para cálculo da EMD. Esse método tem como entrada os vetores de inícios de ativação neural e inícios de ativação muscular. Os resultados são comparados aos resultados obtidos pelo método de cálculo da EMD por pico de energia do sinal de EMG e pico de torque. Para comparação são utilizados desvio padrão e variância entre os EMDs calculados. Os resultados são apresentados em tabelas e ilustrados em imagens.

Os sinais são resultantes de coletas realizadas com seis sujeitos do sexo masculino, todos gozando de boa saúde fisiológica e sem problemas articulares. Os sujeitos declararam experiência em ciclismo de no mínimo dois anos com volume atual de treino superior a 250 *km* por semana. Todos foram apresentados ao protocolo e aos possíveis riscos corridos, consentindo oficialmente em participar do experimento, condicionalmente a não identificação dos mesmos, permitindo a utilização dos dados para até mesmo experimentos futuros. Os valores médios e os respectivos desvios padrão de idade, estatura e peso estão representados na Tabela 5.1.

Dos seis sujeitos foram utilizados os sinais de quatro. Dois sujeitos apresentaram artefatos de quantização e desvios na marcação realizado pelo goniômetro. Entretanto, a média de pedaladas analisadas por sujeito analisado é de 424. Como os resultados são analisados por pedalada foram analisadas mais de 1600 amostras.

Tabela 5.1: Valores das médias e desvios padrão da idade, estatura e peso dos sujeitos.

	Média	Desvio Padrão
Idade	25,6 anos	2,4 anos
Estatura	174,2 cm	8,2 cm
Peso	679,3 N	13,6 N

5.1 Marcação do início de ativação neural

Os sinais coletados foram submetidos aos algoritmos implementados e os resultados comparados. Para comparar a eficiência dos algoritmos em sinais com menor SNR, foi adicionado ruído branco aos sinais que então foram processados pelos algoritmos e os resultados comparados.

Para os algoritmos de Patamar Duplo e de SNR Local Acumulada foi utilizada uma janela de 96 amostras (40 ms) para manter o tempo de janela utilizado por Bonato, D'Alessio e Knafitz (1998). O sinal foi normalizado para o processamento de acordo com a equação 4.3. Essa configuração gerou o resultado visualizado na figura 5.1 e na tabela 5.2.

Nas figura 5.1 são mostrados exemplos ilustrando os intervalos onde é confirmada a ativação neural. A detecção automática de início e fim da ativação está expressa graficamente em vermelho. Em azul observa-se o sinal EMG normalizado sem adição de ruído e com uma SNR de 23 db. Pela figura 5.1 é possível observar a ocorrência de um falso positivo no caso de Patamar Simples. Os resultados obtidos pelo algoritmo proposto foram similares em acuidade com a abordagem que utiliza transformada de wavelets (VANNOZZI; CONFORTO; D'ALESSIO, 2010).

Já Tabela 5.2 apresenta um exemplo para um sinal com oito bulhas. Nesta tabela são mostrados os índices das amostras onde ocorre o início da ativação neural pelo processo manual que é utilizado como medida de referência (coluna à esquerda). Nas outras três colunas são mostrados os índices das amostras onde se verificou a ativação neural com os algoritmos automáticos: Patamar Simples, Patamar Duplo e SNR Local Acumulada. Entre parênteses à direita nas últimas três colunas da tabela é apresentado o erro entre a medição manual e a medição automática calculado de acordo com a equação 5.1. Onde E é o erro, I_{manual} a amostra identificada manualmente e $I_{automtico}$ a amostra identificada pelo algoritmo.

$$E = I_{manual} - I_{automtico}(amostras) \quad (5.1)$$

Na última linha da Tabela 5.2 se apresenta o erro médio também em amostras. Neste exemplo observa-se que o algoritmo proposto possui um erro (desvio médio) 58 % menor que o erro observado no algoritmo de Patamar Duplo. Também é possível verificar que o algoritmo de Patamar Simples apresentou um erro médio menor que o de Patamar Duplo.

Para efeito de comparação da efetividade dos algoritmos em um sinal ruidoso, foi adicionado ruído branco ao sinal EMGS normalizado. A SNR desse sinal passou a ser 9,1db. Isto significa que a variância do ruído deste exemplo e 25 vezes maior que no primeiro exemplo. Nesse caso, é possível notar que o algoritmo de patarmar simples gera várias marcações de falso positivo. Já o

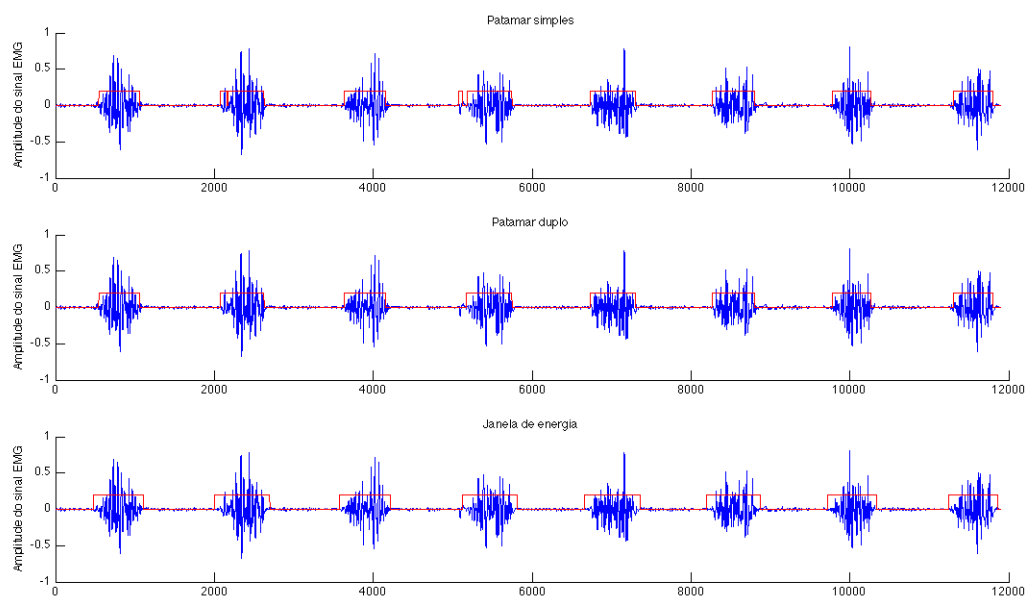


Figura 5.1: Representação gráfica da detecção da atividade neural para os três algoritmos estudados. SNR_{dB} total igual a $23,0\text{ dB}$

Tabela 5.2: Análise de oito bulhas para SNR_{dB} total é de $23,0\text{ dB}$ - é apresentado o erro (E - em milissegundos) entre a marcação manual pelo especialista e a marcação pelos algoritmos automáticos. Na última linha da tabela se apresenta o erro médio (em milissegundos).

Erro em milissegundos entre os instantes de marcação manual e instantes de marcação automática pelo algoritmo de:			
Bulha	Patamar simples	Patamar duplo	Energia Acumulada
1	40,00	40,00	10,83
2	7,50	7,50	22,91
3	17,08	17,08	9,16
4	10,83	50,41	32,91
5	11,66	11,66	16,66
6	26,66	26,66	2,50
7	13,75	13,75	11,25
8	22,08	22,08	4,16
Erro médio	18,66	23,58	13,79

algoritmo de patamar duplo, por ser mais robusto, não apresenta marcações incorretas. A tabela 5.3 mostra a comparação entre os algoritmos nessa situação ruidosa.

Tabela 5.3: Análise de oito bulhas com SNR_{dB} total é de 9,1 dB - é apresentado o erro (E - em milissegundos) entre a marcação manual pelo especialista e a marcação pelos algoritmos automáticos. Na última linha da tabela se apresenta o erro médio (em milissegundos). O erro com o sinal negativo significa uma erro por antecipação, ou seja, a marcação automática ocorreu anteriormente a marcação manual.

Erro em milissegundos entre os instantes de marcação manual e instantes de marcação automática pelo algoritmo de:			
Bulha	Patamar simples	Patamar duplo	Energia Acumulada
1	-15,00	-15,83	20,00
2	-28,75	-29,58	24,16
3	-29,16	-30,00	6,66
4	-22,08	-22,91	27,08
5	-22,91	-23,75	28,33
6	-55,41	-56,25	39,16
7	-41,66	-42,50	32,91
8	-27,91	-28,75	23,75
Erro médio	-30,37	-31,20	25,25

Nos experimentos realizados, para os seis sujeitos analisados, os métodos de "patamar duplo" e "SNR Local Acumulada" se mostraram satisfatórios para a maioria das aplicações já que apresentaram um erro médio pequeno. Já o algoritmo de "patamar simples" mostrou um desempenho significativamente inferior aos dois primeiros devido a presença de falsos positivos.

O algoritmo proposto também se mostrou mais imune ao ruído branco adicionado ao processo e a falsos positivos. Este resultado era esperado uma vez que o método é baseado em uma razão computada sobre uma janela de análise do sinal sobre o que foi definido como "ruído de fundo". Picos esporádicos (falsos positivos) não provindos da ativação muscular têm sua contribuição no processo diluída segundo uma norma quadrática e, desta forma, tem menos influência no resultado final.

5.2 Marcação do início de ativação muscular

O único método utilizado para marcação da ativação muscular foi o algoritmo adaptado do algoritmo de patamar simples. Assim, a figura 5.2 ilustra a marcação da ativação muscular através do sinal de torque. Nela é possível perceber a marcação precisa do início de atividade quando o sinal atinge o patamar de um décimo do valor máximo e permanece acima desse patamar por uma janela de 96 amostras (40 ms) para manter a mesma duração de janela utilizada nos outros algoritmos. Esse resultado foi considerado suficiente para marcação da ativação muscular. Nessa mesma figura é possível observar que o algoritmo não gera marcações indevidas (falso positivos), isso se deve a preponderância da amplitude do sinal em relação ao ruído de fundo.

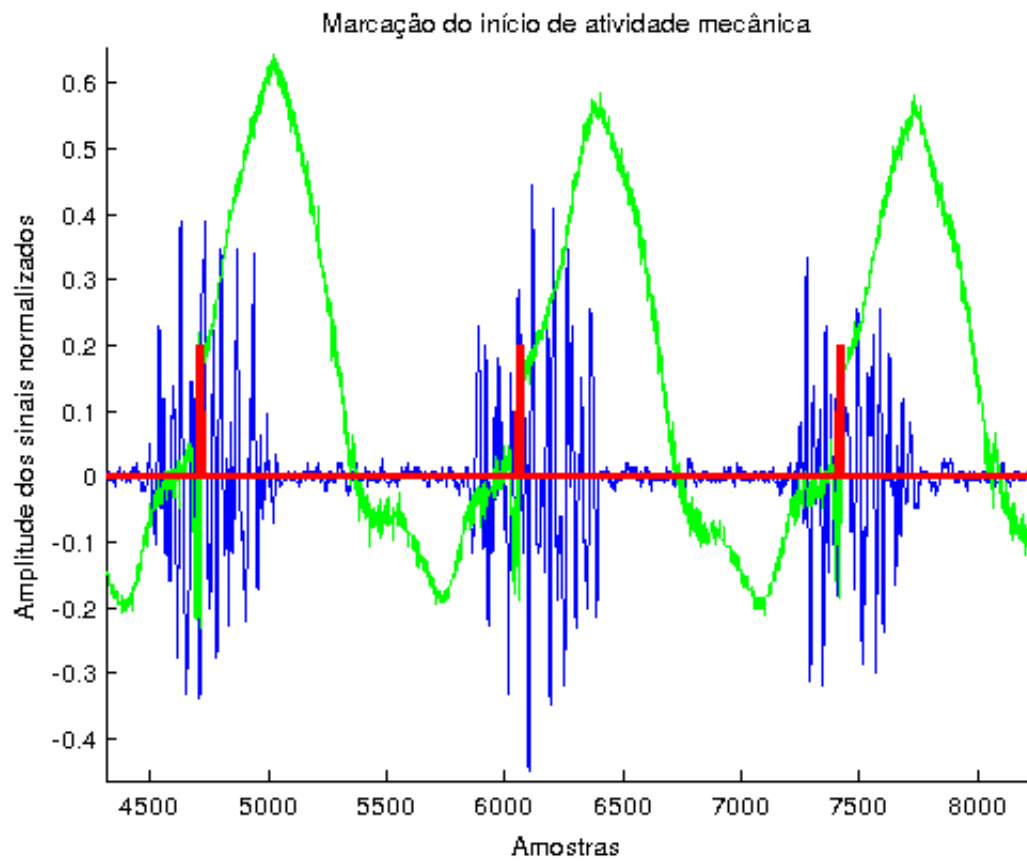


Figura 5.2: Representação gráfica da detecção da atividade muscular (em vermelho) no sinal de torque (em verde) para o algoritmos baseado em patamar simple s.

5.3 Cálculo da EMD

Para calcular a EMD foram utilizadas as amostras de marcação de atividade neural e as amostras de marcação de atividade muscular. O resultado de uma subtração simples entre a amostra de ativação muscular e a amostra de ativação neural é o atraso eletromecânico dado em amostras.

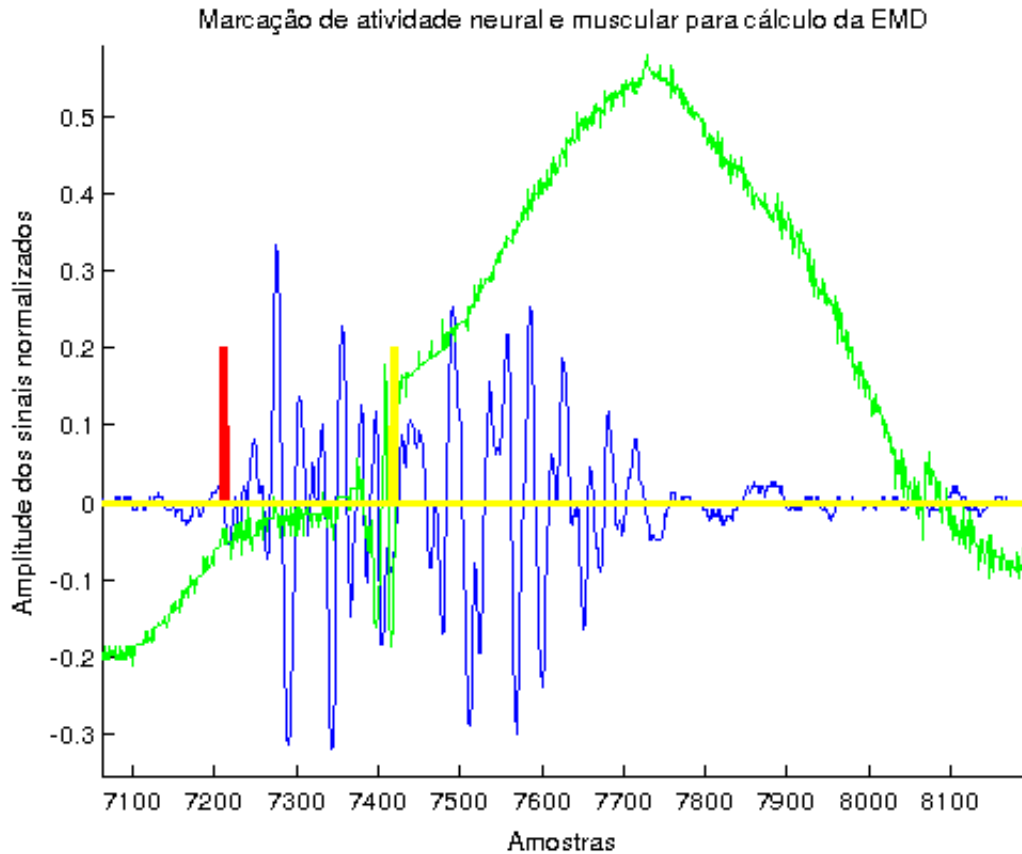


Figura 5.3: Marcação dos inícios de atividade neural(em vermelho), atividade muscular(em amarelo) e sinais de EMGS(em azul) e torque(em verde)

Para efeito de comparação a EMD foi calculada utilizando as amostras de pico de energia do sinal de EMGS e amostras de pico de torque como utilizado por Rocha et al. (2005).

A média encontrada na técnica que considera os inícios de atividade neural e muscular é condizente com o resultado catalogado por Corcos et al. (1992), enquanto o resultado por picos de torque e energia aparece com um resultado dispare para maior. Outro ponto a observar nesse resultado é o desvio padrão entre os EMDs calculados pedalada a pedalada. O desvio padrão dos EMDs calculados por picos é cerca de duas vezes (1,97) maior que o calculado por inícios.

Tabela 5.4: Valores de marcação dos inícios das atividade neural e muscular e cálculo da EMD por inícios.

Instantes de marcação e EMD em milissegundos			
Bulha	Atividade neural	Atividade muscular	EMD
1	101,66	205,00	103,33
2	641,66	753,33	111,66
3	1222,08	1301,25	79,16
4	1731,66	1857,08	125,41
5	2338,75	2417,08	78,33
6	2849,16	2985,00	135,83
7	3452,08	3547,08	95,00
8	4025,83	4112,50	86,66
9	4584,16	4680,83	96,66
Média			101,34
Desvio Padrão			19,93

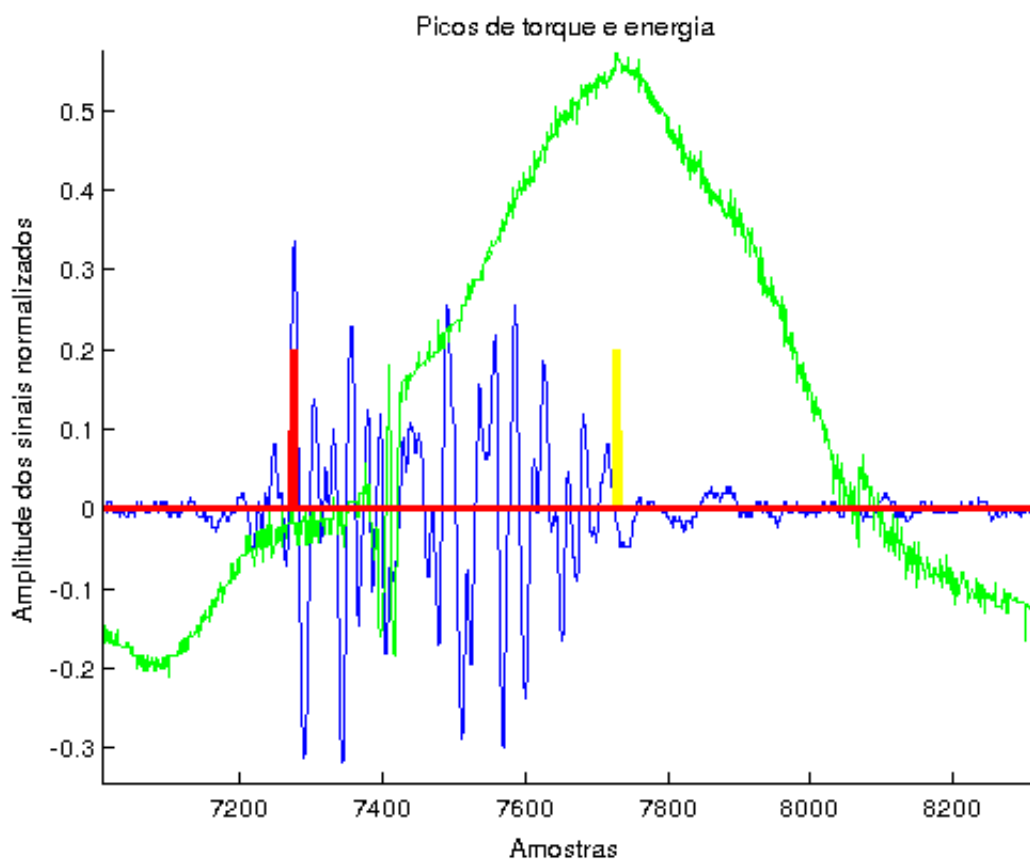


Figura 5.4: Picos de torque(em amarelo) e energia(em vermelho) e sinais de EMGS e torque

Tabela 5.5: Valores de marcação dos picos e torque e picos de energia e cálculo da EMD por picos.

Instantes de marcação e EMD em milissegundos			
Bulha	Atividade neural	Atividade muscular	EMD
1	260,00	326,67	66,67
2	806,25	886,25	80,00
3	1332,08	1428,33	96,25
4	1848,75	1990,83	142,08
5	2462,08	2567,50	105,42
6	2949,58	3111,25	161,67
7	3562,92	3689,58	126,67
8	4052,50	4241,25	188,75
9	4686,67	4818,33	131,67
Média			122,12
Desvio Padrão			39,22

Tabela 5.6: Valores calculados de EMD para o primeiro sujeito. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do pico de energia do instante de marcação do pico de torque. Na terceira coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do início de atividade neural do instante de marcação do início de atividade muscular. Na penúltima linha, a média das oito bulhas do trecho analisado. Na última linha o desvio padrão entre os EMDs calculados para cada uma das bulhas analisadas. Todos os valores em milissegundos.

Sujeito 1		
Bulha	EMD por picos (ms)	EMD por inícios (ms)
1	66,66	103,33
2	80,00	111,66
3	96,25	79,16
4	142,08	125,41
5	105,41	78,33
6	161,66	135,83
7	126,66	95,00
8	188,75	86,66
Média	120,93	101,92
Desvio Padrão	41,76	21,22

Tabela 5.7: Valores calculados de EMD para o segundo sujeito. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do pico de energia do instante de marcação do pico de torque. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do início de atividade neural do instante de marcação do início de atividade muscular. Na penúltima linha, a média das oito bulhas do trecho analisado. Na última linha o desvio padrão entre os EMDs calculados para cada uma das bulhas analisadas. Todos os valores em milissegundos.

Sujeito 2		
Bulha	EMD por picos (ms)	EMD por inícios (ms)
1	114,16	118,75
2	145,41	118,75
3	79,58	87,08
4	143,33	137,08
5	59,16	91,66
6	123,33	107,50
7	97,91	120,83
8	93,75	100,41
Média	107,08	110,26
Desvio Padrão	30,26	16,74

Tabela 5.8: Valores calculados de EMD para o terceiro sujeito. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do pico de energia do instante de marcação do pico de torque. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do início de atividade neural do instante de marcação do início de atividade muscular. Na penúltima linha, a média das oito bulhas do trecho analisado. Na última linha o desvio padrão entre os EMDs calculados para cada uma das bulhas analisadas. Todos os valores em milissegundos.

Sujeito 3		
Bulha	EMD por picos (ms)	EMD por inícios (ms)
1	67,51	80,41
2	107,08	142,08
3	109,58	141,25
4	91,66	124,58
5	111,25	181,66
6	181,25	139,16
7	84,58	127,91
8	89,58	138,75
Média	105,31	134,47
Desvio Padrão	34,05	27,86

Tabela 5.9: Valores calculados de EMD para o quarto sujeito. Na segunda coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do pico de energia do instante de marcação do pico de torque. Na terceira coluna, o resultado do cálculo realizado pela subtração do instante de marcação do início de atividade neural do instante de marcação do início de atividade muscular. Na penúltima linha, a média das oito bulhas do trecho analisado. Na última linha o desvio padrão entre os EMDs calculados para cada uma das bulhas analisadas. Todos os valores em milissegundos.

Sujeito 4		
Bulha	EMD por picos (ms)	EMD por inícios (ms)
1	96,25	79,16
2	142,08	125,41
3	105,41	78,33
4	161,66	135,83
5	126,66	95,00
6	188,75	86,66
7	131,66	96,66
8	81,25	103,33
Média	129,21	100,05
Desvio Padrão	35,31	20,92

Capítulo 6

Conclusões

A avaliação do atraso eletromecânico, como diferença temporal entre o instante de ocorrência da ativação neural e o instante de ocorrência da ativação muscular, conforme conceito presente em Buchanan et al. (2004), só foi possível devido a instrumentação dedicada presente no laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor e criada por um grupo multidisciplinar formado por membros da Faculdade de Educação Física e da Faculdade de Tecnologia da UnB e a colaboração dos seis atletas voluntários que se submeteram ao protocolo proposto. Na instrumentação destaca-se o pedal instrumentado proposto por Carmo et al. (2001) que coleta os sinais de força utilizados nesse trabalho.

As forças coletadas no pedal instrumentado foram corrigidas, graças ao advento do goniômetro, para que somente a componente que gera movimento fosse utilizada nessa avaliação. Dela foi extraído o torque que foi utilizado como indicativo de ativação muscular. Ao sinal de torque foi aplicado um algoritmo baseado no algoritmo de patamar simples (HODGES; BUI, 1996) para marcação do instante que se considerou como início da ativação muscular. Não foram implementados outros algoritmos com essa finalidade, uma vez que, em análise por inspeção visual, os resultados foram considerados satisfatórios. A inspeção visual procurou analisar acuidade na marcação do ponto em que o torque se mantém positivo e possíveis marcações incorretas devido a ruído presente no sinal (falso positivo). Não foram encontrados falsos positivos, marcação antecipada ou tardia nas marcações realizadas pelo algoritmo baseado no algoritmo de patamar simples. Esse resultado garantiu uma das premissas para a avaliação proposta nesse trabalho ao marcar o instante em que se considera que houve ativação muscular.

Para marcar o instante de início da ativação neural foi utilizado o sinal de eletromiografia de superfície. Com esse objetivo, foram implementados dois algoritmos e proposto um terceiro (algoritmo de SNR local acumulada). A marcação automática do instante em que se considera que o sinal de eletromiografia começa a representar a ativação neural é mais complexa devido a baixa relação sinal ruído. Os sinais coletados apresentaram uma relação sinal ruído (SNR - *Signal to noise ratio*) média de 23 dB, ou seja, o ruído se torna significativo e a probabilidade de uma marcação incorreta aumenta. Essa dificuldade fica clara nos resultados em que foram comparadas as marcações realizadas pelo algoritmo de patamar simples, pelo algoritmo de patamar duplo, pelo

algoritmo proposto de SNR local acumulada e por inspeção visual. Mesmo com uma SNR acima de 20 dB o algoritmo de patamar simples apresentava marcações incorretas (falsos positivos), enquanto o algoritmo de patamar duplo e o algoritmo proposto apresentaram resultados satisfatórios. Nesse cenário, o algoritmo proposto apresentou o menor erro (desvio em relação a inspeção visual). Ao adicionar ruído branco ao sinal, o que reduziu a SNR a 9,1 dB, os resultados foram parecidos e o algoritmo proposto continuou a apresentar um erro menor que o de patamar duplo, entretanto, o algoritmo de patamar simples apresentou ainda mais falsos positivos. Com base nesses resultados, o algoritmo proposto (algoritmo de SNR local acumulada) foi utilizado para marcação do início de atividade neural.

Com os vetores resultantes da marcação dos inícios de ativação muscular através do algoritmo baseado em patamar simples e da marcação dos inícios de ativação neural através do algoritmo de SNR local acumulada, foi possível calcular o atraso eletromecânico pela subtração do instante de início de ativação neural do instante de início de ativação muscular. O atraso eletromecânico calculado dessa forma se mostrou condizente com resultados presentes na literatura para o músculo vasto lateral (CORCOS et al., 1992).

Para efeito de comparação dos resultados obtidos com a realização do cálculo do atraso eletromecânico pelos inícios de ativação neural e muscular, foi implementado o cálculo através dos pico de torque e energia (ROCHA et al., 2005). Para isso, foram implementados os algoritmos para marcação do pico de torque e pico de energia do sinal. Com o vetor resultante dessas marcações o cálculo do atraso eletromecânico foi realizado pela subtração do instante de marcação do pico de energia do instante de marcação do pico de torque. Os resultados utilizando esse método apresentaram um desvio padrão médio 1,63 vezes maior que os da marcação por ativações.

Por fim a avaliação do atraso eletromecânico pelo início da ativação neural e início da ativação muscular, além de mais adequada ao conceito de atraso eletromecânico presente em Buchanan et al. (2004), mostrou resultados condizentes com a literatura. Quando comparada ao método de cálculo por picos de toque e energia mostrou resultados semelhantes com menor variância entre os valores obtidos.

6.1 Trabalhos futuros

Trabalhos futuros poderiam utilizar o método proposto para calcular o atraso eletromecânico em sujeitos com diferentes condicionamentos físico e intensidade de treino em busca de uma possível oscilação. Nesse mesmo sentido diferentes métodos de treino poderiam ser testados em busca de uma diminuição do atraso eletromecânico.

Um ponto a ser aprimorado no método proposto é a instrumentação para correção de forças. Um novo modelo de goniômetro, sem gaps, poderia levar a um sinal de torque sem nenhum efeito de discontinuidade o que melhoraria a qualidade da marcação do instante de início da ativação muscular.

A maior variância encontrada quando se calcula o atraso eletromecânico por picos de torque e

de energia pode ser investigada. Essa investigação pode avaliar se o pico de energia leva ao pico de torque.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BALDISSERA, F.; CAVALLARI, P.; CERRI, G. Motoneuronal pre-compensation for the low-pass filter characteristics of muscle. a quantitative appraisal in cat muscle units. *The Journal of physiology*, Physiological Soc, v. 511, n. 2, p. 611–627, 1998.

BOMTEMPO, H. et al. Projeto de pedais para a aquisição de sinais de força em ciclista. In: *VII Congresso Brasileiro de Biomecânica*. [S.l.: s.n.], 1997. p. 37–42.

BONATO, P.; D’ALESSIO, T.; KNAFLITZ, M. A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 45, n. 3, p. 287–299, 1998.

BROKER, J.; GREGOR, R. Cycling biomechanics. *High Tech Cycling. Champaign, Il.: Human Kinetics*, p. 145–165, 1996.

BROOKS, C. *Muscular System*. 2014. Disponível em: <<http://www.austincc.edu/apreview-PhysText/Muscle.html>>.

BUCHANAN, T. S. et al. Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *Journal of applied biomechanics*, NIH Public Access, v. 20, n. 4, p. 367, 2004.

CARMO, J. C. d. *Desenvolvimento de instrumentação dedicada e proposta de técnica de análise de fadiga em ciclistas utilizando transformada de Wavelets*. Tese (Doutorado) — Tese de Doutorado em Ciências, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2003.

CARMO, J. d. et al. Instrumentação para aquisição e avaliação das forças exercidas nos pedais por ciclistas. *Revista Brasileira de Biomecânica*, v. 2, n. 3, p. 31–37, 2001.

CARMO JC E NASCIMENTO, F. Sistema de análise de forças aplicadas em pedais de bicicleta. *Anais do VI Simpósio Paulista de Educação Física*, 1997.

CORCOS, D. M. et al. Electromechanical delay: An experimental artifact. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier, v. 2, n. 2, p. 59–68, 1992.

COSTA FILHO, W. L. et al. Algoritmo automático de detecção da ativação muscular em s-emg. In: *XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica*. [S.l.: s.n.], 2012.

DAVIS, R.; HULL, M. Measurement of pedal loading in bicycling: Ii. analysis and results. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 14, n. 12, p. 857–861, 1981.

DE LUCA, C. J. Surface electromyography: Detection and recording. *DelSys Incorporated*, v. 10, p. 2011, 2002.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, Elsevier, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000.

- HILL, A. The abrupt transition from rest to activity in muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B-Biological Sciences*, The Royal Society, v. 136, n. 884, p. 399–420, 1949.
- HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, JSTOR, v. 126, n. 843, p. 136–195, 1938.
- HODGES, P. W.; BUI, B. H. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, Elsevier, v. 101, n. 6, p. 511–519, 1996.
- HULL, M.; DAVIS, R. Measurement of pedal loading in bicycling: I. instrumentation. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 14, n. 12, p. 843–855, 1981.
- LLOYD, D.; BUCHANAN, T. A model of load sharing between muscles and soft tissues at the human knee during static tasks. *Journal of biomechanical engineering*, American Society of Mechanical Engineers, v. 118, n. 3, p. 367–376, 1996.
- MERLETTI, R.; TORINO, P. D. Standards for reporting emg data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 1, p. 3–4, 1999.
- MERLO, A.; FARINA, D.; MERLETTI, R. A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface emg signals. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 50, n. 3, p. 316–323, 2003.
- MILHOMEM, T. R. et al. Instrumentação para avaliação de desempenho de ciclistas em protocolo dinâmico com produção de fadiga. In: *XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica*. [S.l.: s.n.], 2012.
- MILNER-BROWN, H.; STEIN, R. B.; YEMM, R. Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. *The Journal of physiology*, Blackwell Publishing, v. 230, n. 2, p. 371, 1973.
- NEPTUNE, R.; HULL, M. Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model. *Journal of Biomechanical Engineering*, American Society of Mechanical Engineers, v. 120, n. 3, p. 334–341, 1998.
- NORDEZ, A. et al. Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *Journal of applied physiology*, Am Physiological Soc, v. 106, n. 6, p. 1970–1975, 2009.
- PORTELA, A.; SILVA, A. *Mecânica dos materiais*. [S.l.]: Plátano, 1996.
- RABINER, L. R.; GOLD, B. Theory and application of digital signal processing. *Englewood Cliffs*, Prentice-Hall, v. 1, p. 777, 1975.
- RITCHIE, J.; WILKIE, D. The dynamics of muscular contraction. *The Journal of Physiology*, Physiological Soc, v. 143, n. 1, p. 104–113, 1958.
- ROCHA, E. *Influência do processamento do sinal EMG sobre os valores de defasagem eletromecânica no ciclismo*. Dissertação (Mestrado) — Ciências do Movimento Humano, Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006.
- ROCHA, E. et al. Local do pico de força sobre o pedal em diferentes cadências para no cálculo de defasagem eletromecânica. In: *Anais XI Congresso Brasileiro de Biomecânica*. [S.l.: s.n.], 2005.
- ROELEVELD, K. et al. Motor unit potential contribution to surface electromyography. *Acta physiologica scandinavica*, Wiley Online Library, v. 160, n. 2, p. 175–183, 1997.

TASSINARY, L.; CACIOPPO, J. The skeletomotor system: Surface electromyography. *Handbook of psychophysiology*, Cambridge University Press New York, v. 2, p. 163–199, 2000.

VANNOZZI, G.; CONFORTO, S.; D’ALESSIO, T. Automatic detection of surface emg activation timing using a wavelet transform based method. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier, v. 20, n. 4, p. 767–772, 2010.

WILKIE, D. The mechanical properties of muscle. *British Medical Bulletin*, British Council, v. 12, n. 3, p. 177, 1956.

XU, L.; ADLER, A. An improved method for muscle activation detection during gait. In: IEEE. *Electrical and Computer Engineering, 2004. Canadian Conference on*. [S.l.], 2004. v. 1, p. 357–360.

ZAJAC, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*, v. 17, n. 4, p. 359–411, 1989.

ANEXOS


```

1 function tamanhoMedioBulha = CalculaTamanhoMedioDeBulhaPorJanelaDeEnergia( sinal )
2 %MONTAVETORDEINICIOSPORPATAMAR
3
4     janela = 96;
5
6     energiaDaJanela = 0;
7
8     maxEnergiaAcumulada = (max(sinal) / 4) ^2 * janela;
9
10    dentroDaBulha = false;
11    %patamar = 0.1;
12
13    amostraDeEntradaNaBulha = 0;
14
15    contadorDeBulhas = 1;
16
17    tamanhosDeBulha = zeros(length(sinal)/5);
18
19
20    for i = 1 : (length(sinal))
21        if ( i > janela )
22            energiaDaJanela = sum(sinal(i-janela:i).^2);
23        end
24        if (~dentroDaBulha)
25            %Entra na bulha ao ultrapassar o patamar
26            if ( energiaDaJanela > maxEnergiaAcumulada )
27                amostraDeEntradaNaBulha = i - janela;
28                dentroDaBulha = true;
29            end
30        elseif (dentroDaBulha)
31            if ( maxEnergiaAcumulada > energiaDaJanela )
32                tamanhosDeBulha(contadorDeBulhas) = i - amostraDeEntradaNaBulha;
33                contadorDeBulhas = contadorDeBulhas + 1;
34                dentroDaBulha = false;
35            end
36        end
37    end
38
39    tamanhoMedioBulha = mean(tamanhosDeBulha);
40
41
42 end

```

algs/tools/atividademiografica/CalculaTamanhoMedioDeBulhaPorJanelaDeEnergia.m

```

1 function indicesPorJanelaDeEnergia = MontaVetorDeIndicesPorJanelaDeEnergia( sinal ,
2     janela)
3     sinal = abs(sinal);
4     indicesPorJanelaDeEnergia = zeros(size(sinal));
5     dentroDaBulha = false;
6     maxEnergiaAcumulada = (max(sinal) / 4) ^2 * janela;
7     energiaDaJanela = 0;
8
9     for i = 1 : (length(sinal))
10         if ( i > janela )
11             energiaDaJanela = sum(sinal(i-janela:i).^2);
12         end
13         if (~dentroDaBulha)
14             %Entra na bulha ao ultrapassar o patamar
15             if ( energiaDaJanela > maxEnergiaAcumulada )
16                 dentroDaBulha = true;
17                 for j = i-janela : i
18                     indicesPorJanelaDeEnergia(j) = 0.2;
19                 end
20             end
21         elseif (dentroDaBulha)
22             indicesPorJanelaDeEnergia(i) = 0.2;
23             if ( maxEnergiaAcumulada > energiaDaJanela )
24                 dentroDaBulha = false;
25             end
26         end
27     end
28 end

```

algs/tools/atividademiografica/MontaVetorDeIndicesPorJanelaDeEnergia.m

```

1 function iniciosPorJanelaDeEnergia = MontaVetorDeIniciosPorJanelaDeEnergia ( sinal ,
   janela)
2
3     sinal = abs(sinal);
4     iniciosPorJanelaDeEnergia = zeros(size(sinal));
5     dentroDaBulha = false;
6     maxEnergiaAcumulada = (max(sinal) / 4) ^2 * janela;
7     %maxEnergiaAcumulada = 0.1;
8     energiaDaJanela = 0;
9
10    for i = 1 : (length(sinal))
11        if ( i > janela )
12            energiaDaJanela = sum(sinal(i-janela:i).^2);
13        end
14        if (~dentroDaBulha)
15            %Entra na bulha ao ultrapassar o patamar
16            if ( energiaDaJanela > maxEnergiaAcumulada )
17                dentroDaBulha = true;
18                iniciosPorJanelaDeEnergia(i-janela) = 0.2;
19            end
20        elseif (dentroDaBulha)
21            if ( maxEnergiaAcumulada > energiaDaJanela )
22                dentroDaBulha = false;
23            end
24        end
25    end
26 end

```

algs/tools/atividademiografica/MontaVetorDeIniciosPorJanelaDeEnergia.m

```

1 function iniciosPorPatamar = MontaVetorDeIniciosPorPatamar(sinal , janela)
2
3     iniciosPorPatamar = zeros(size(sinal));
4     dentroDaBulha = false;
5     %patamar = 0.25;
6     patamar = 0.1;
7     contadorDaJanela = 0;
8     amostraDeMarcacao = 0;
9     contadorDaJanelaDeMarcacao = 0;
10
11     for i = 1 : (length(sinal))
12         if (~dentroDaBulha)
13             %Entra na bulha ao ultrapassar o patamar
14             if ( sinal(i) > patamar )
15                 if ( contadorDaJanelaDeMarcacao < janela)
16                     contadorDaJanelaDeMarcacao = contadorDaJanelaDeMarcacao + 1;
17                 else
18                     dentroDaBulha = true;
19                     iniciosPorPatamar(i-contadorDaJanelaDeMarcacao) = 0.2;
20                     contadorDaJanelaDeMarcacao = 0;
21                 end
22             end
23         elseif (dentroDaBulha)
24             if ( patamar > sinal(i) )
25                 contadorDaJanela = contadorDaJanela + 1;
26                 if (contadorDaJanela > janela)
27                     dentroDaBulha = false;
28                     contadorDaJanela = 0;
29                 end
30             end
31         end
32     end
33 end
34
35
36 end

```

algs/tools/atividademecanica/MontaVetorDeIniciosPorPatamar.m