

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DO MOVIMENTO
HUMANO

INFLUÊNCIA DO PROCESSAMENTO DE SINAL ELETROMIOGRÁFICO
SOBRE O CÁLCULO DA DEFASAGEM ELETROMECHANICA NO CICLISMO

EVERTON KRUEL DA ROCHA

Porto Alegre, Março de 2006

EVERTON KRUEL DA ROCHA

**Influência do Processamento de Sinal Eletromiográfico sobre o Cálculo da
Defasagem Eletromecânica no Ciclismo**

*Dissertação de Mestrado
apresentada ao programa de Pós-
Graduação em Ciências do
Movimento Humano da Escola de
Educação Física da Universidade
Federal do Rio Grande do Sul
como requisito parcial para
obtenção do título de mestre.*

Orientador:

Prof. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre, Março de 2006

AGRADECIMENTOS

- Ao Jeffe pela paciência, sabedoria, didática e conhecimento de pessoas que o permitiu saber os momentos certos de cobrar-me resultados;
- Ao Artur que foi incansável na análise de dados desta dissertação e que mais do que apreendeu me ensinou;
- Ao Dimi que mesmo com pouco tempo a dedicar-se sempre foi presente e atuante e que me exigiu explicações sobre tudo que estava por acontecer;
- À Débi que mesmo não participando desde o início da dissertação foi fundamental na etapa de processamento de dados entre outras;
- À Dê pela ajuda incondicional, ensinamentos e amizade nos últimos 4 anos, além da permissão para utilização do banco de dados da sua dissertação;
- Aos colegas e amigos do Grupo de Pesquisa em Biomecânica, que sempre foram críticos e decisivos ao longo destes anos de convívio;
- A Claudinha pela paciência de me ter junto a trabalhar em seus dias de lazer com o Jeffe, além da permissão para utilização do banco de dados de sua tese aqui utilizados;
- Aos amigos do LAPEX Flávio Castro, Fernandão e ao eterno Guima que sempre se propuseram a contribuir e criticar este estudo;

- Aos funcionários do LAPEX em especial aos amigos da secretaria que sempre resolviam problemas administrativos com irreverência;
- Aos amigos de Tiradentes, Albion e ESEF em especial ao Fábio e ao Fabrício que sempre estavam presentes nos momentos de descontração;
- A minha mãe Lúcia que me mostra constantemente o que significa ser forte e que sempre me motivou e me fez ver que o mestrado é pateticamente fácil mediante os obstáculos da vida;
- Ao meu pai Itamar que sempre acreditou em mim e levanta meu ego em todas as minhas tomadas de decisões;
- À Alódia que sempre soube dar conselhos e dicas nas horas precisas;
- Aos meus avós Miguel, Chica e Flor que sempre me mostraram humildade e foram fundamentais para meu bom estado emocional;
- A minha mulher Vi que amo mais que tudo, por todo o amor, compreensão e carinho que teve ao longo deste processo. Além da paciência nos momentos em que não pude lhe dar a atenção devida;
- A todos aqueles, que de uma forma ou de outra, contribuíram para a realização deste trabalho, pois sem estas pessoas, este trabalho não seria possível.

SUMÁRIO

Apresentação.....	11
Capítulo I – Introdução.....	13
Capítulo II – Revisão de Literatura.....	22
2.1 Conceitos.....	22
2.2 Processamento de Sinal	27
2.3 Cálculos e Fatores que Influenciam a EMD	33
Capítulo III – Material e Métodos.....	41
3.1 Caracterização da Amostra.....	41
3.2 Instrumentos de Coleta	43
3.3 Procedimentos de Coleta	43
3.3.1 Primeiro Dia de Avaliação	44
3.3.2 Segundo Dia de Avaliação	45
3.3.3 Eletromiografia	45
3.4 Procedimentos de Análise Eletromiografia.....	47
3.5 Cálculo da Defasagem Eletromecânica	48
3.6 Tratamento Estatístico dos Dados	49
Capítulo IV – Resultados e Discussão.....	50
Capítulo V – Conclusões.....	81

Capítulo VI – Referências Bibliográficas.....84

Anexo I.....90

 Termo de Consentimento Informado.....90

 Declaração de Consentimento.....93

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Exemplo de EMD.....	14
Figura 2: Influência da variação do tamanho do janelamento no sinal EMG.....	20
Figura 3: Influência da variação do tipo de janelamento no sinal EMG.....	20
Figura 4: Exemplo de janelamento fixo.....	29
Figura 5: Exemplo de janelamento móvel.....	29
Figura 6: Ponderação do tipo Hamming no domínio do tempo e da frequência.....	31
Figura 7: Ponderação do tipo Triangular no domínio do tempo e da frequência.....	32
Figura 8: Cicloergômetro CARDIO ₂ , adaptado com selim, canote para ajuste horizontal e guidão.....	43
Figura 9: Posicionamento dos eletrodos: (a) vista posterior, (b) vista posterior.....	47
Figura 10: Representação esquemática da análise dos dados de EMG.....	48
Figura 11: Local de ocorrência do pico de força resultante sobre o pedal.....	51
Figura 12: Local de ocorrência do pico de EMG (Hamming-250ms) no ciclo de pedalada.....	53
Figura 13: Representação da correlação cruzada entre EMG (RMS) e Força Resultante sobre o pedal.....	54
Figura 14: Representação da curva de correlação cruzada e a EMD a ser considerada.....	54

Figura 15: EMD do Glúteo Máximo em diferentes tamanhos de janelas e tipos de janelamento nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.....	59
Figura 16: EMD do Glúteo Máximo de cada atleta utilizando o tipo de janelamento Hamming e tamanho de janela de 50ms nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.....	60
Figura 17: EMD do Reto Femoral em diferentes tamanhos de janelas e tipos de janelamento nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.....	67
Figura 18: EMD do Reto Femoral de cada atleta utilizando o tipo de janelamento Hamming e tamanho de janela de 50ms nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.....	68
Figura 19: EMD do Vasto Lateral em diferentes tamanhos de janelas e tipos de janelamento nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.....	72
Figura 20: EMD do Vasto Lateral de cada atleta utilizando o tipo de janelamento Hamming e tamanho de janela de 50ms nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.....	73
Figura 21: EMD do Gastrocnêmio Medial em diferentes tamanhos de janelas e tipos de janelamento nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.....	78
Figura 22: EMD do Gastrocnêmio de cada atleta utilizando o tipo de janelamento Hamming e tamanho de janela de 50ms nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.....	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Média e desvio padrão das características metabólicas e cineantropométricas dos ciclistas e triatletas, bem como a carga correspondente ao segundo limiar ventilatório.....	42
Tabela 2: Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Glúteo máximo com tipo de janelamento e cadência fixados.....	56
Tabela 4: Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Glúteo máximo com tamanho de janela e tipo de janelamento fixados.....	58
Tabela 5: Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Reto Femoral com tipo de janelamento e cadência fixados.....	64
Tabela 6: Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Reto Femoral com tamanhos de janela e cadência fixados.....	65
Tabela 7: Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Reto Femoral com tamanho de janela e tipo de janelamento fixados.....	67
Tabela 8: Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Vasto Lateral com tipo de janelamento e cadência fixados.....	70
Tabela 9: Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Vasto Lateral com tamanhos de janela e cadência fixados.....	71
Tabela 10: Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Vasto Lateral com tamanho de janela e tipo de janelamento fixados.....	72

Tabela 11: Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Gastrocnêmio Medial com tipo de janelamento e cadência fixados.....	75
Tabela 12: Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Gastrocnêmio Medial com tamanhos de janela e cadência fixados.....	76
Tabela 13: Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Gastrocnêmio Medial com tamanho de janela e tipo de janelamento fixados.....	77

APRESENTAÇÃO

Este estudo tem como principal temática verificar a influência do processamento do sinal eletromiográfico (EMG) sobre o cálculo da Defasagem Eletromecânica (EMD) no ciclismo, especificamente testar pressupostos existentes para os cálculos de EMD, bem como verificar o efeito do incremento da cadência sobre os valores de EMD.

O trabalho está dividido em seis capítulos:

- a) I - Introdução, em que as justificativas e objetivos do estudo estão apresentados e discutidos;
- b) II - Revisão de Literatura, em que os conceitos de EMD, modelos de cálculos de EMD e diferentes formas de processamentos de sinais são apresentados;
- c) III - Material e Métodos, em que está descrito a amostra, instrumentos e procedimentos de coleta, bem como procedimentos de análises dos dados, cálculos de EMD e tratamento estatístico dos dados;

d) IV - Resultados e Discussão, em que a testagem dos pressupostos, os cálculos de EMD através de diferentes processamentos de sinais são apresentados e confrontados com a literatura;

e) V - Conclusões, em que é feito o fechamento do trabalho e sintetizados os principais achados do mesmo;

f) VI - Referencias Bibliográficas, em que constam todas as publicações citadas nesta dissertação;

A dissertação ainda apresenta um Anexo contendo o Termo de Consentimento Informado aos atletas e a Declaração de Consentimento.

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO

A força gerada por um músculo tem sua origem no estímulo elétrico que se propaga no meio intramuscular. Este estímulo pode ser monitorado através da eletromiografia (EMG) de superfície, enquanto a força muscular pode ser avaliada indiretamente através de medições externas ao corpo humano. Na tentativa de melhor compreender o funcionamento neuromuscular, uma variável que deve ser considerada é a defasagem eletromecânica (EMD), definida como o atraso existente entre o registro da atividade elétrica de um músculo e a resposta mecânica que este gera (Li et. al, 2004), ou seja, a diferença de tempo entre o início do registro eletromiográfico e o início do registro de força.

A Figura 1 ilustra de maneira esquemática um exemplo do tempo de atraso entre o registro do sinal elétrico e o de força.

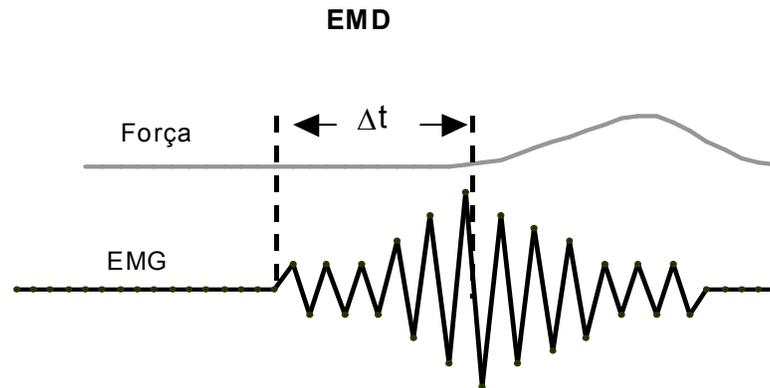


Figura 1: Exemplo de EMD

O cálculo da EMD se faz importante na busca do entendimento de como o sistema nervoso central age para realizar uma determinada tarefa. No caso de gestos motores mais complexos, como pedalar, por exemplo, o cálculo da EMD pode servir para adequações e complementar conclusões de estudos que verificam a EMG associada à cinética. Cavanagh e Komi (1979) e Vint et. al, (2000) sugerem que esta EMD seja levada em consideração ao se analisar a ativação muscular durante o ciclismo, pois o entendimento das forças que agem sobre o pedal (técnica de pedalada) pode ser facilitado à medida que este atraso entre os dois sinais está sendo levado em consideração.

Para melhor exemplificar a necessidade de se considerar essa defasagem no ciclismo, Zhou et. al, (1995) fazem um raciocínio lógico, onde afirmam que se um atleta estiver pedalando a uma cadencia de 90 rotações por minuto (rpm) e existindo uma

EMD de 106ms, para o músculo vasto lateral, podemos encontrar uma variação de 57° no ângulo do pé-de-vela entre a curva de EMG e força. Anteriormente ao estudo de Zhou et. al, (1995), Vos et. al, (1990) já haviam relatado uma EMD de 86ms para esta mesma situação, o que corresponde a uma variação de 46° no ângulo do pé-de-vela entre as duas curvas. Através deste tipo de análise é possível entender melhor as diferenças entre a associação das curvas de EMG e força nos diferentes ritmos de pedalada, diferentes atletas e outras variáveis que possam ser foco de estudo, como por exemplo, posição do selin, posição das pernas, etc.

A EMD é basicamente influenciada pelo tipo de fibra, comprimento muscular, nível de treinamento, fadiga, tipo e velocidade de movimento (Cavanagh e Komi, 1979; Norman e Komi, 1979; Viitasalo e Komi, 1980; Grabiner, 1985; Bell e Jacobs, 1986; Grabiner e Jaque, 1987; Winter e Brookes, 1991; Zhou et. al, 1995; Zhou, 1996; Gabriel e Boucher, 1998; Granata, 2000; Isabelle e Chantal, 2003; Muraoka, 2003, Broman et. al, 1985; Vos et. al, 1990; Vos et. al, 1991; Oda e Moritani, 1996; Vint et. al, 2000; Arabadzhiev et. al, 2004). As durações deste tipo de atraso em diferentes musculaturas e tarefas variam segundo Norman e Komi (1979); Viitasalo e Komi (1980); Vos et. al, (1991) entre 10 a 136ms. No que se refere ao cálculo da EMD, este pode ser realizado de diversas formas:

a) através do registro do tempo de atraso entre o início da atividade elétrica e o início do desenvolvimento de força (Cavanagh e Komi, 1979; Norman e Komi, 1979; Viitasalo e Komi, 1980; Grabiner, 1985; Bell e Jacobs, 1986; Grabiner e

Jaque, 1987; Winter e Brookes, 1991; Zhou et. al, 1995; Zhou, 1995; Gabriel e Boucher, 1998; Granata, 2000; Isabelle e Chantal, 2003; Muraoka, 2003);

b) através da relação entre os momentos musculares e o sinal EMG (Cadwell, e Li, 2000);

c) através do tempo de atraso entre os picos de EMG em diferentes velocidades de execução, este especificamente para o ciclismo, (Li e Baum, 2004), ou seja sem a necessidade de parâmetros cinéticos;

d) através da diferença de tempo entre o pico de EMG e o pico de força no pedal (Li e Baum, 2004) estabelecido a partir das sugestões de Marsch e Martin (1994) e Neptune et. al (1997);

e) através da técnica de correlação cruzada entre os sinais de EMG e força (Broman et. al, 1985; Vos et. al, 1990; Vos et. al, 1991; Oda e Moritani, 1996; Vint et. al, 2000; Arabadzhiev et. al, 2004).

Neste estudo optou-se por avaliar três modelos:

a) o sugerido por (Li e Baum, 2004) estabelecido a partir das sugestões de Marsch e Martin (1994) e Neptune et. al (1997);

b) o de Li e Baum (2004) sem parâmetros cinéticos.

c) o modelo de correlação cruzada detalhado por Vint et. al, (2000);

Esta escolha se justifica por este estudo estar voltado para o ciclismo e por utilizar métodos que não exigem um início bem definido, visto que determinar o início da EMG em uma atividade cíclica não é uma tarefa simples.

O Método proposto por (Li e Baum, 2004) estabelecido a partir das sugestões de Marsch e Martin (1994) e Neptune et. al (1997) se dá através da diferença de tempo entre os picos de EMG e força aplicada sobre o pedal. Este método serviu de base para o método que Li e Baum propuseram em 2004. O método proposto consiste basicamente em calcular a diferença de tempo dos picos de EMG em duas diferentes cadências. Para isso os autores assumiram que o pico de força no pedal é constante e que a EMD não sofre influências com o incremento da cadência. Sendo assim este método apresenta como vantagem a não utilização de variáveis cinéticas para o cálculo da EMD. Entretanto esses pressupostos devem ser testados.

Já o método de correlação cruzada detalhado por Vint et. al, (2000) se dá através do procedimento de correlação cruzada entre as curvas de EMG e força, ou seja, cada ponto da curva de EMG é correlacionado com cada ponto da curva de força, a partir disso tem-se um valor de correlação que “fica armazenado”, desloca-se uma unidade de tempo de uma das curvas e se repete o processo, formando por fim uma função de correlação cruzada. No máximo valor da correlação cruzada tem-se o deslocamento necessário (EMD) para que as curvas de EMG e força melhor se relacionem. A principal vantagem da utilização desta técnica é que a relação EMG – força é considerada durante todo o sinal e não somente entre os picos destes sinais.

Independente do método utilizado, para o cálculo da EMD é necessário processar o sinal EMG, portanto é preciso definir que tipo de processamento de sinal será utilizado. Entre as várias possibilidades de processamento do sinal EMG a suavização (“smoothing”, do termo em inglês) é a mais usual. Este processamento caracteriza-se basicamente pela análise do sinal em intervalos, também conhecidos como “janelas”, onde o valor RMS (*root mean square*) de cada um destes intervalos (ou janelas) é calculado, e passa a representar os pontos deste intervalo. O número de pontos de cada uma destas janelas, também conhecido como “tamanho da janela”, afetará diretamente a “aparência” do sinal após o processamento, de modo que quanto maior o “tamanho da janela”, “mais suave” será o sinal. Além disso, também há uma ponderação atribuída a cada ponto da janela durante o cálculo do valor RMS, esta ponderação é chamada de tipo de janelamento e pode exercer influência tanto na magnitude do sinal quanto na determinação do local de ocorrência do pico EMG e início da ativação, de modo geral também altera a “aparência” do sinal.

Inicialmente estudando os modelos de EMD, mais especificamente o modelo de Li e Baum (2004) havia a necessidade de se determinar o local no ciclo de pedalada em que ocorria o pico de EMG. Para isso se elegeu um tamanho de janela, bem como um tipo de janelamento que fosse possível determinar os picos de EMG, não conseguindo determinar os picos nesta primeira tentativa, seja pelo aparecimento de mais de um pico devido a um tamanho pequeno de janela ou a um platô devido ao tipo de janelamento escolhido, escolhia-se outro tipo de janelamento e tamanho de janela. Com isso percebeu-se que as diferentes escolhas destes parâmetros exercia grande

influência na curva de EMG, que poderia exercer influência nos valores de EMD e que, portanto, poderia haver uma escolha de processamento para cada músculo a ser analisado, assim como cadência.

Para exemplificar as alterações que o sinal EMG pode sofrer com a escolha do tamanho de janela e do tipo de janelamento as Figuras 4 e 5 ilustram a variação destes parâmetros. A Figura 2 ilustra a influência da variação do tamanho da janela no processamento de um sinal EMG estando fixado a escolha do tipo de janelamento. A linha vermelha ilustra um pequeno tamanho de janela e a azul um tamanho de janela 7x maior. Neste exemplo é possível perceber que a localização no eixo das abscissas dos picos EMG difere entre os dois tamanhos. Já a Figura 3 ilustra a influência da variação do tipo de janelamento no processamento de um sinal EMG. Para isso ilustrou-se um mesmo tamanho de janelamento variando apenas o tipo de janelamento. A linha em vermelho ilustra um janelamento onde todos os pontos da janela contribuem no cálculo do valor RMS de igual forma, enquanto a linha em azul representa um janelamento onde os pontos centrais da janela são considerados com um “peso” maior durante o cálculo.

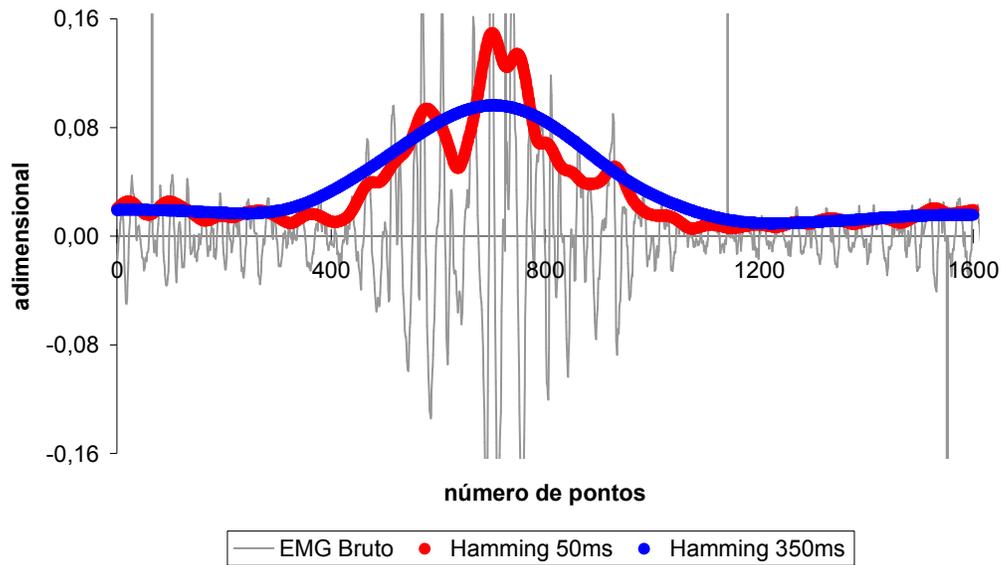


Figura 2: Influência da variação do tamanho do janelamento no sinal EMG

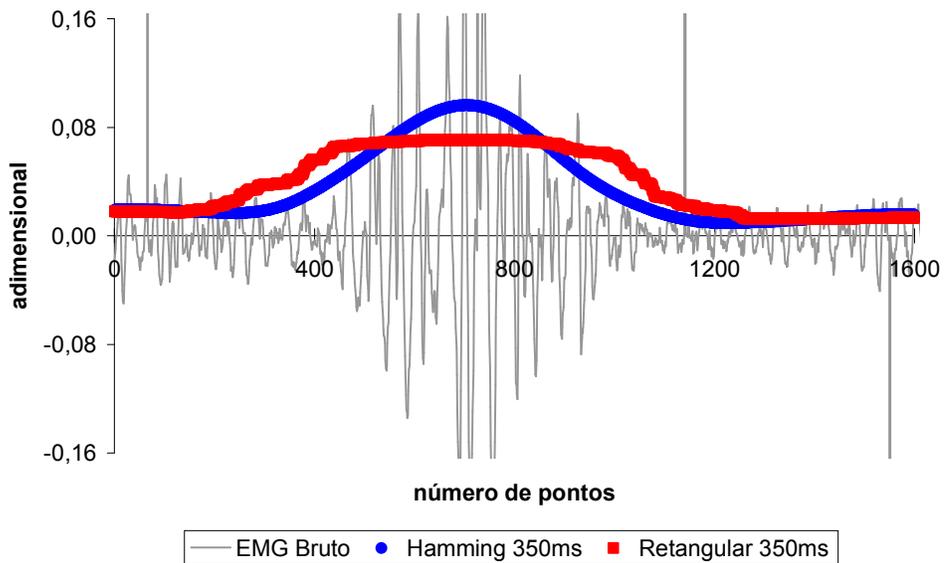


Figura 3: Influência da variação do tipo de janelamento no sinal EMG

A literatura carece de estudos que avaliem a influência que o processamento de sinal pode gerar em variáveis como EMD. Portanto é necessário buscar soluções para

problemas de pesquisas como os dessa dissertação, ou seja, qual a influência que o processamento de sinal exerce sobre os valores de EMD? Como a EMD é influenciada pelo incremento da cadência no ciclismo? Dos modelos de cálculo de EMD existentes na literatura, os pressupostos assumidos pelos mesmos se confirmam?

Tendo em vista as questões apresentadas, o objetivo geral deste estudo foi verificar a influência do processamento do sinal EMG sobre o cálculo da EMD no ciclismo.

Os objetivos específicos são:

a) Testar o pressuposto para cálculo de EMD de que existe a manutenção do local do pico de força resultante sobre o pedal independente da cadência (Li e Baum, 2004);

b) Testar o pressuposto da antecipação do local de ocorrência dos picos de EMG com o incremento da cadência Marsch e Martin (1994) e Neptune et. al, (1997);

c) Verificar o efeito do incremento da cadência sobre os valores de EMD.

CAPÍTULO II – REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Conceitos

A EMG é utilizada tradicionalmente na análise de movimento quando se deseja conhecer e entender mecanismos dos quais o sistema nervoso central se utiliza para execução de uma dada tarefa. A partir da atividade elétrica pode se entender melhor as respostas externas geradas, ou seja, a atividade combinada de um conjunto de músculos resulta numa resposta de força externa com dada direção e magnitude. Por isso se faz necessário um maior entendimento entre a inter-relação EMG - força. Um dos fatores que afetam o entendimento dessa inter-relação é a EMD.

O conceito de EMD não diferiu muito nas últimas décadas. Cavanagh e Komi (1979) definem EMD como o atraso entre o início da atividade elétrica e a tensão no músculo. Este conceito é ainda utilizado por Norman e Komi (1979), Viitasalo e Komi (1980), Bell e Jacobs (1986), Grabiner (1986), Vint et. al, (2000), Li e Baum (2004).

Bell e Jacobs (1986) afirmam a EMD sendo, como um todo, “o intervalo entre o estímulo e a mudança na atividade elétrica no músculo esquelético e a defasagem temporal entre a atividade elétrica e o momento de geração da força no músculo”.

Correia et. al, (1993) afirmam que nos estágios iniciais de desenvolvimento de força no músculo, há um período de latência, em que existe atividade EMG, porém sem desenvolvimento de força, pois as tensões iniciais desenvolvidas nos músculos são usadas para alongar o componente elástico em série do músculo, primeiramente, seguido pelo desenvolvimento de tensão na unidade contrátil que é transferida para o osso. Esse retardo entre o surgimento do sinal EMG e o início do desenvolvimento de tensão no músculo é denominada EMD.

Para Muraoka et. al, (2003) a EMD é o espaço de tempo da despolarização do músculo até a aceleração do segmento, onde os eventos químicos (como despolarização entre as fibras musculares) e elétricos (propagação do potencial de ação) estão inclusos na EMD (Grabiner e Jaque, 1987). Este mesmo conceito também já tinha sido utilizado por Vos et. al, (1991).

De modo geral a EMD é definida de duas maneiras. Viitasalo e Komi (1980), relatam que ao se produzir uma tensão muscular voluntária ou em condições de reflexos isso é precedido por uma série de EMDs, ou seja atrasos, em várias partes do sistema neuromuscular. Esses atrasos podem ser classificados em centrais (tempo pré-

motor ou latência), ou seja, o atraso existente entre um estímulo sonoro ou visual dado e o registro da EMG e periféricos (tempo motor). Esse último pode ocorrer entre o início da atividade elétrica e a mudança na força muscular ou após cessar a atividade elétrica e o início da diminuição da força. Ambos são classificados pelos autores de EMD.

As medições de EMD periférico nos mais variados estudos podem ser divididas em dois casos:

a) Medições diretas, que está mais associada com o fenômeno e tem a instrumentação para medição de força situada no tendão (Cavanagh e Komi, 1979; Viitasalo e Komi, 1980; Bell e Jacobs, 1986; Vos et. al, 1990; Jöllenbeck, 1997, Vint et. al, 2000);

b) Medições indiretas, que está mais associada com a estratégia muscular para gerar o movimento em si e portanto medida a partir de forças externas ao corpo (Broman et. al, 1985; Grabiner, 1986; Grabiner e Jaque, 1987; Vos et. al, 1991; Winter e Brokes, 1991; Zhou et. al, 1995; Oda e Moritani, 1996; Gabriel e Boucher, 1998; Cadwell e Li, 2000; Granata et. al, 2000; Isabelle e Chantal, 2003; Muraoka et. al, 2004; Arabadzhiev et. al, 2004; Li e Baum, 2004).

Às magnitudes de EMD encontrados nesta revisão de literatura diferem dos apresentados por Norman e Komi (1979); Viitasalo e Komi (1980); Vos et. al, (1991) sendo encontrados valores entre 16 e 143ms. De toda a forma há uma grande

variabilidade nos valores, que se dá possivelmente em decorrência das diversas maneiras e métodos para a determinação da EMD.

Por exemplo, Norman e Komi (1979) estavam interessados em avaliar a variação da EMD do bíceps e do tríceps braquial em diferentes velocidades de movimento e em diferentes formas de contração (concêntrica e excêntrica), pois queriam testar a hipótese de uma EMD menor na contração excêntrica uma vez que o tempo para distensão dos elementos elásticos deveria ser menor. Os resultados mostraram EMDs entre 25 e 45ms, sendo que o tempo de atraso do bíceps foi relativamente mais longo na contração concêntrica. A EMD na excêntrica se aproximou dos valores encontrados para o tríceps. Em relação à velocidade de movimento, a EMD foi menor em movimentos rápidos, mas somente para as contrações excêntricas.

Vos et. al, (1990), interessados em propor o método de correlação cruzada em que a partir da correlação ponto a ponto das curvas de EMG e força em um determinado deslocamento de tempo de uma sobre a outra, calculam a função de correlação cruzada, em que a EMD é o deslocamento de tempo em que corresponda o máximo do valor da correlação cruzada. Foi calculada no estudo a EMD do vasto lateral durante contrações isométricas e compararam os valores de EMD de contração (tempo de atraso entre o início da atividade elétrica e força) e relaxamento (tempo de atraso entre o registro do fim da atividade elétrica e fim do sinal de força), Os resultados indicam valores médios de EMD de 86ms ($\pm 5,1$ ms) sendo a EMD de contração significativamente menor que a de relaxamento.

Vos et. al, (1991) verificaram a dependência da EMD em relação ao tipo de músculo, tipo de contração, fadiga, nível de força, comprimento inicial do músculo e velocidade de contração. Os músculos analisados (reto femoral, vasto medial e lateral) dentre todas as distintas situações apresentaram EMDs entre 91ms e 143ms. Os resultados mais interessantes mostram que somente o reto femoral diminui os valores de EMD em movimentos mais rápidos, que em movimentos mais rápidos a EMD na contração excêntrica é maior, em níveis de força menores a EMD foi maior.

Zhou (1995) investigou o efeito de repetidas contrações isométricas máximas nos músculos reto femoral e vasto lateral, além de verificar a influência de exercício prolongado sobre os valores de EMD, encontrou valores de EMD entre 37,8ms ($\pm 1,0$ ms) e 56,5ms ($\pm 3,2$ ms) e em contração estimulada eletricamente, valores entre 16,7ms ($\pm 1,0$) e 20,0ms ($\pm 0,8$ ms).

Vint et. al, (2000) verificaram os valores de EMD do bíceps braquial dando início ao movimento de flexão de cotovelo em diferentes níveis de força e encontraram variações de EMD entre 80,5ms ($\pm 12,9$ ms) e 66,3ms ($\pm 11,5$ ms) e concluíram que a EMD é menor quando o estímulo tem início a partir de níveis mais elevados, uma vez que já existe contração dos elementos contráteis em série.

Li e Baum (2004) aplicando um novo modelo de cálculo sem a necessidade de dados cinéticos encontraram EMDs no ciclismo para sóleo e tibial anterior que variaram entre 68,1ms e 88,7ms.

Com isso é necessário ter a clareza ao se realizar estudos de EMD de todas as variações metodológicas para que não se incorra no erro de comparações inadequadas entre os diferentes métodos.

2.2 Processamento de Sinal

Além das questões metodológicas que podem dificultar a análise e comparações de estudos sobre EMD, um outro fator que merece atenção é o modo pelo qual será processado o sinal EMG.

Para o cálculo do valor RMS além da escolha do tamanho de janela e tipo de janelamento há outras variações, como a forma como a janela “se desloca” ao longo do sinal, caracterizando um “janelamento fixo” ou um “janelamento móvel”.

No janelamento fixo o sinal é dividido em janelas de igual número de pontos, e cada janela se refere a uma parte específica do sinal, de forma que todas as janelas conterão sempre pontos distintos. Exemplificando: um sinal EMG bruto, contendo

inicialmente 1000 pontos, submetido a um janelamento fixo com tamanho de janela de 100 pontos, resultará em uma curva mais suavizada, contendo apenas 10 pontos, referentes a dez janelas do sinal. A primeira janela englobará os 100 primeiros pontos, a segunda os 100 seguintes, e assim sucessivamente. Por definição, cada ponto será atribuído ao centro de cada janela (Figura 4).

O janelamento móvel faz o mesmo processamento do janelamento fixo, entretanto há uma sobreposição das janelas, de forma que um mesmo ponto participará do cálculo em mais de um intervalo. A primeira diferença será no número de janelas analisadas, que será muito maior. Raciocinando com o mesmo exemplo anterior, um sinal de 1000 pontos, com janelamento móvel de 100 pontos, a primeira janela englobará os 100 primeiros pontos, a segunda janela analisará do segundo ponto ao centésimo primeiro, a terceira janela analisará do terceiro ponto ao centésimo segundo, e assim sucessivamente, totalizando 901 janelas (Figura 5).

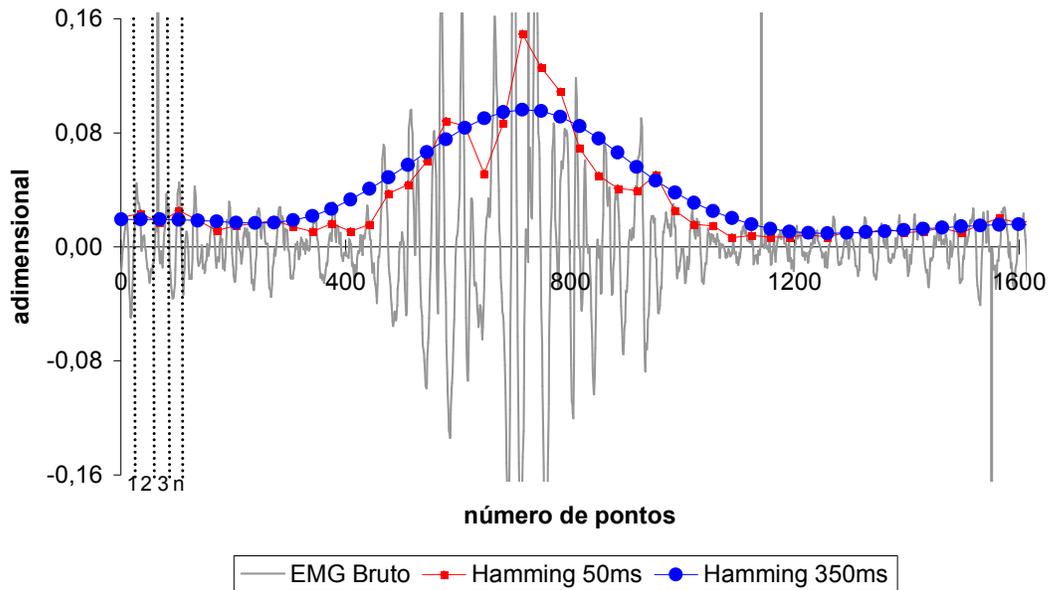


Figura 4: Exemplo de janelamento fixo

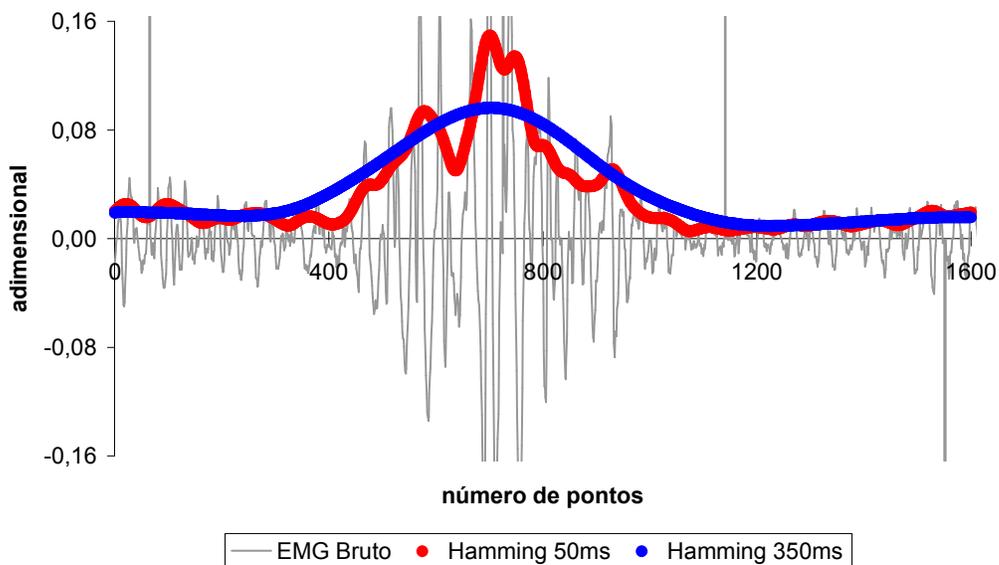


Figura 5: Exemplo de janelamento móvel

Não foram encontrados na literatura estudos que relacionem diferentes processamentos com valores de EMD. Os únicos estudos encontrados que reportam a

influência do tipo de processamento, através do cálculo do valor RMS, sobre o sinal eletromiográfico são o de Tommaso e Conforto (2001) e o de McLean et. al, (2003). O primeiro estudo ressalta dois problemas principais; o primeiro diz respeito à relação entre amplitude do sinal EMG e Força e o segundo a não padronização nas técnicas de processamento, permitindo assim comparações inadequadas entre estudos. Os autores ainda ressaltam que os tamanhos de janelamento para o cálculo do valor RMS mais utilizados variam de 10-150ms e que isso pode gerar alterações para análise futura. Já o segundo estudo testa a influência de diferentes tamanhos de janelas sobre os valores de contração voluntária máxima. Os valores testados variam de 100 a 500ms, por estes serem os tamanhos mais comuns segundo os autores.

Além do tamanho da janela para o cálculo do valor RMS outro fator que pode exercer algum tipo de influência sobre o sinal são os tipos de janelamentos realizados para o cálculo. A maioria dos tipos de janelamento são combinações de seqüências de senos com frequências 0 , $2\pi / (n-1)$, e $4\pi / (n-1)$, onde “n” é o tamanho da janela. Portanto, a variação para cada tipo de janelamento se dá na diferença da ponderação atribuída a cada ponto do janelamento. Existem diversos tipos de janelamentos, por exemplo, um Retangular assume uma mesma ponderação para todos os pontos do intervalo. Já os demais tipos janelamento assumem ponderações que não são constantes. As equações e figuras abaixo retiradas do “toolbox” do software Matlab 5.3 ilustram tais ponderações.

O tipo Hamming assume uma ponderação baseada na equação 1 e ilustrada na Figura 6.

$$w[k+1] = 0.54 - 0.46 \cos\left(2\pi \frac{k}{n-1}\right), \quad k = 0, \dots, n-1 \quad (1)$$

Onde,

W é a ponderação atribuída aos pontos da janela;

k é cada um dos pontos que compõe a janela;

n é o número total de pontos da janela;

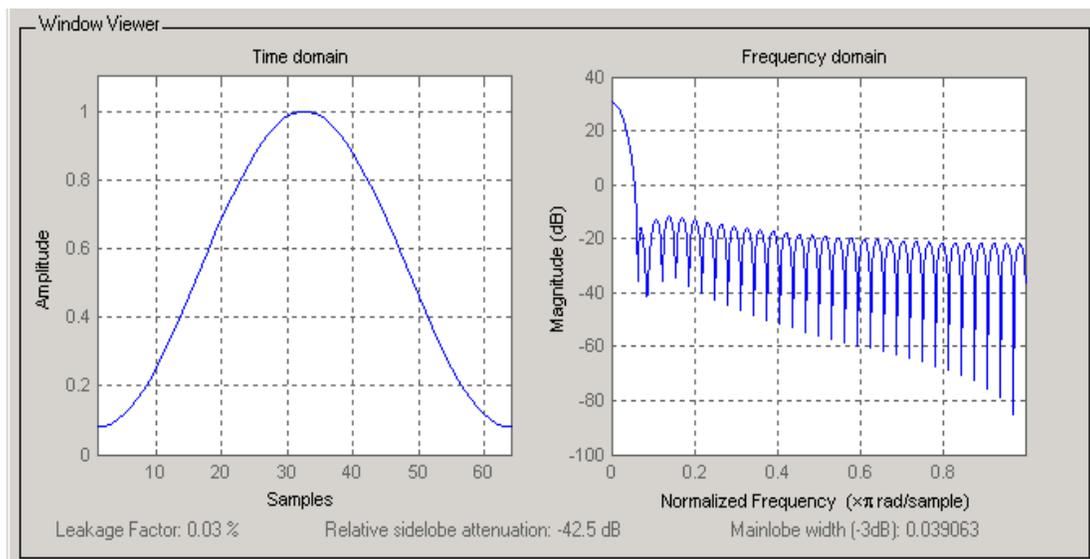


Figura 6: Ponderação do tipo Hamming no domínio do tempo e da frequência

Já o janelamento do tipo Triangular apresenta diferenças para quando o número total de pontos da janela é par ou ímpar. A ponderação deste tipo de janelamento está

de acordo com a equação 5 e o modo pelo qual os pontos são ponderados está ilustrado na Figura 7.

Para um “n” ímpar:

$$w[k] = \begin{cases} \frac{2k}{n+1}, & 1 \leq k \leq \frac{n+1}{2} \\ \frac{2(n-k+1)}{n+1}, & \frac{n+1}{2} \leq k \leq n \end{cases}$$

Para um “n” par:

$$w[k] = \begin{cases} \frac{2(k-1)}{n-1}, & 1 \leq k \leq \frac{n}{2} \\ \frac{2(n-k)}{n-1}, & \frac{n}{2} + 1 \leq k \leq n \end{cases} \quad (5)$$

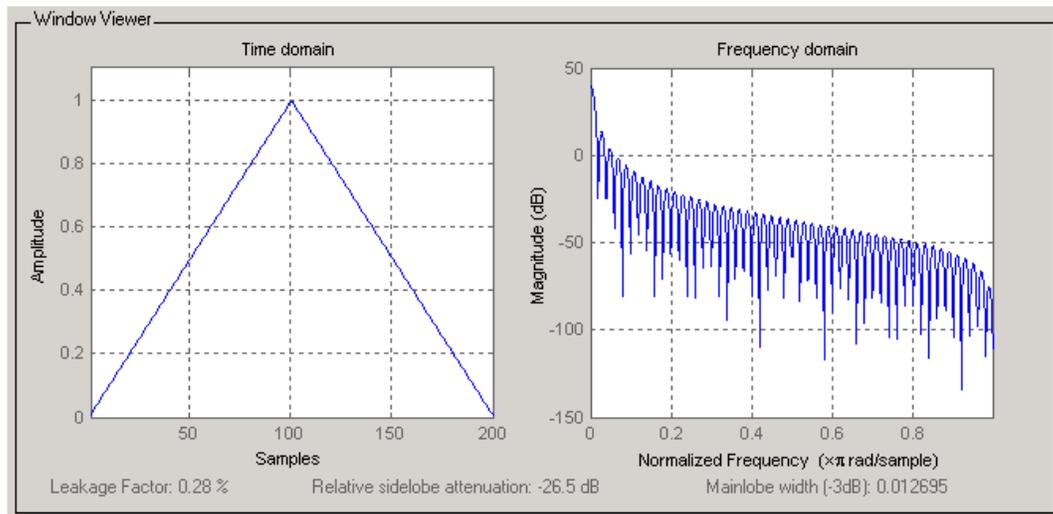


Figura 7: Ponderação do tipo Triangular no domínio do tempo e da frequência

A escolha das ponderações e dos tamanhos de janela alteram a forma do sinal EMG e a influência de tais fatores deve ser considerada ao realizar cálculos de EMD. Entretanto, além do processamento outros fatores podem influenciar a EMD.

2.3 Cálculos e fatores que influenciam a EMD

Com os dados provenientes de diversos estudos que abordaram este tema é possível listar alguns fatores que geram ou, ao menos, influenciam na defasagem eletromecânica.

Um dos fatores que pode influenciar os valores de EMD é o aprendizado de uma tarefa. Gabriel e Boucher (1998) hipotetizaram a partir dos estudos de Hayes, (1977) e Moritani et. al, (1994) que repetidas contrações dinâmicas causariam um maior sincronismo entre as unidades motoras e isto geraria um menor tempo de EMD. Os autores, ao testarem tal hipótese, observaram que o desempenho de 100 flexo-extensões de cotovelo diminuiu a duração da EMD após cada uma das quatro sessões de testes realizados. Este estudo mostra a necessidade de ao se analisar EMD a existência de uma homogeneidade na amostra no que se refere à prática ou experiência da tarefa a ser analisada.

Outro fator que influencia nos valores de EMD refere-se ao tipo de fibra muscular. Viitasalo e Komi (1981) examinaram a inter-relação entre a tipagem de fibra

do vasto lateral de 29 indivíduos e EMD oriunda de movimentos voluntários e reflexos. Seus principais achados mostraram que quanto maior o percentual de fibras lentas maior foi o tempo de EMD ($r=0,58$ e $p<0,01$). Entretanto um outro fator que chama a atenção neste estudo é que encontrou-se indivíduos com 80% de fibra lenta e outros com o mesmo percentual para fibras rápidas, o que mostra uma grande heterogeneidade destas variáveis histológicas, dificultando as generalizações. No que se refere às comparações entre movimentos voluntários e reflexos, a EMD foi maior para condição reflexa. Esses achados também justificam a grande variabilidade de valores de EMD encontrados na literatura, uma vez que comparações são feitas entre atletas de modalidades esportivas distintas ou não atletas, que possuem distintos percentuais de tipo de fibra. Seguindo a linha de comparação entre a EMD de diferentes tipos de movimento (voluntário, reflexo e estimulação elétrica) Zhou et. al, (1995) encontraram maiores valores de EMD para movimentos voluntários seguidos de reflexos e estimulação elétrica. Neste estudo a amostra foi composta por estudantes de educação física do sexo masculino ($n=7$) e feminino ($n=4$) e além do vasto lateral também foi analisado o reto femoral. Portanto cada estudo encontrou um padrão no que se refere ao tipo de movimento, sendo que o grupamento muscular analisado foi o mesmo.

Além do tipo de movimento os estudos referentes a EMD variam em seus procedimentos metodológicos no que se refere à comparação da defasagem em diferentes tipos de contrações: isométrica (Vos et. al, 1990; Zhou et. al, 1995; Zhou,

1996), concêntricas e excêntricas (Cavanagh e Komi, 1979; Grabiner, 1985; Vos et. al, 1991).

Norman e Komi (1979) têm como hipótese de seu estudo que a EMD em contrações excêntricas são menores que em contrações concêntricas, e que movimentos rápidos também possuem EMD menores que movimentos lentos. Para colocar a prova esta hipótese, avaliaram a EMD de bíceps e tríceps braquial em sete diferentes velocidades de movimento. Os resultados mostraram que a EMD do bíceps na contração excêntrica foi diminuindo com o incremento da velocidade e que na concêntrica a EMD foi maior quando comparada à concêntrica do tríceps, conforme já indicavam os achados de Viitasalo e Komi (1981). As EMDs encontradas variaram de 25-45ms sendo que os valores para o bíceps foram maiores na condição concêntrica. Na condição excêntrica os valores se aproximaram dos encontrados para o tríceps. A hipótese de menores valores de EMD em movimentos mais rápidos se confirmou. Estes achados de Norman e Komi (1979) estão de acordo com os achados de Cavanagh e Komi (1979) em que encontraram para o bíceps braquial valores médios de 49,5ms (condição excêntrica) 53,9ms (condição isométrica) e 55,5ms (condição concêntrica), sendo que as diferenças significativas se deram entre a condição excêntrica para com as demais.

Fazendo uma relação entre os achados de Norman e Komi (1979) com o movimento de pedalar, mesmo que no estudo referido o movimento não é cíclico, é de se esperar que em cadências maiores a EMD seja menor. Entretanto isto não está de

acordo com os pressupostos teorizados por Li e Baum (2004) quando realizam o cálculo de EMD no ciclismo.

Li e Baum (2004) mesmo utilizando o conceito de EMD como a diferença de tempo entre o início da EMG e resposta de força propuseram um método para estimar EMD a partir da diferença entre os picos de EMG em diferentes velocidades de pedalada. Seus pressupostos são que à medida que a cadência é incrementada, o local em que ocorre o pico de EMG é antecipado para que o pico de força permaneça acontecendo no mesmo local do ciclo de pedalada (Marsch e Martin, 1994 e Neptune et. al, 1997) e que a EMD não é alterada temporalmente com o incremento da cadência. Entretanto Rocha et. al, (2005), ao testarem a manutenção do pico de força resultante sobre o pedal, encontraram que este acontece mais tarde no ciclo de pedalada em cadências mais elevadas, mesmo havendo a antecipação do pico de EMG como preconiza Li e Baum (2004) a partir de Marsch e Martin, (1994) e Neptune et. al, (1997). Contudo é necessário ter claro nestes dois estudos que a amostra difere, sendo a do primeiro estudo ciclistas recreacionistas e a do segundo atletas de ciclismo e triatlon.

Para aplicação do cálculo da EMD no ciclismo são raríssimas as referências. Vint et. al, (2000) detalham a técnica de correlação cruzada entre os dados de força e EMG para obtenção dos valores de EMD. Como esse cálculo depende do deslocamento no tempo de uma curva sobre a outra é possível saber quanto tempo há de defasagem entre ambos sinais. A equação 6 representa o detalhado por Vint et. al, (2000) com

intuito de obter-se o maior coeficiente de correlação cruzada entre os dois sinais, ou seja, a EMD é o tempo deslocamento de uma curva sobre a outra até que estas melhor se correlacionem.

$$R_{xy}(\tau) = \frac{\int_{-T}^T x(t)y(t)d\tau}{R_{xx}R_{yy}} \quad (6)$$

Onde:

$R_{xy}(\tau)$ é o valor de correlação cruzada entre EMG e Força em uma dada troca de fase (τ)

T é o tempo de duração do sinal de EMG e Força

x é o sinal de EMG

y é o sinal de Força

τ é o deslocamento no tempo de uma curva em relação à outra

R_{xx} e **R_{yy}** representam os valores de autocorrelação de EMG e Força definido para $\tau = 0,000$

Outra forma de calcular EMD no ciclismo é a partir da hipótese de ativação dinâmica (Neptune et. al, 1997), que pressupõe que em cadências mais elevadas a EMG deve ocorrer mais cedo para a manutenção da força no mesmo local relativo do ciclo do pé-de-vela. Entretanto esta metodologia baseia-se na diferença de tempo entre

os picos de EMG e força (estabelecido por Li e Baum, 2004 - equação 7), enquanto a definição de EMD baseia-se na diferença de tempo entre o início da EMG e da força.

$$\theta_F = \text{EMD} \cdot \omega + \theta_{\text{EMG}} \quad (7)$$

Onde:

θ_F representa a posição angular do pé-de-vela onde ocorre o pico de força.

EMD é a defasagem eletromecânica

ω representa a velocidade angular do pé-de-vela (cadencia).

θ_{EMG} representa a posição angular do pé-de-vela onde ocorre o pico de EMG.

A equação 7 requer como uma das variáveis para o cálculo da EMD a cinética sobre o pedal. Conhecendo a complexidade que envolve uma coleta com dados cinéticos, associados a cinemáticos e de EMG no ciclismo, Li e Baum (2004) propõe a partir dos achados de Marsch e Martin (1994) e Neptune et. al, (1997) um cálculo de EMD sem a utilização de parâmetros cinéticos. Para isso assumem além da constância na manutenção do local de aplicação de força sobre o pedal que a EMD não se altera mediante o aumento da cadência; o que de certo modo contradiz os achados de menores valores de EMD em movimentos mais rápidos (Gabriel e Boucher, 1998; Norman e Komi, 1979; Cavanagh e Komi, 1979). A equação 8 ilustra o proposto por Li e Baum (2004).

$$\text{EMD} = \frac{\theta_{\text{EMG2}} - \theta_{\text{EMG1}}}{\omega_1 - \omega_2} \quad (8)$$

Onde:

EMD é a defasagem eletromecânica;

θ_{EMG1} representa o local no ângulo do pé-de-vela onde é relatado o (pico) sinal eletromiográfico na primeira cadência.

θ_{EMG2} representa o local no ângulo do pé-de-vela onde é relatado o (pico) sinal eletromiográfico na segunda cadência.

ω_1 representa a velocidade angular do pé-de-vela na primeira cadência

ω_2 representa a velocidade angular do pé-de-vela na segunda cadência.

Além da escolha do processamento de sinal EMG a ser utilizado é necessário também que se defina o modelo de cálculo de EMD a ser utilizado. Nesta perspectiva, os modelos de cálculo que assumem pressupostos devem ter os mesmos testados antes da sua utilização.

Contudo, percebe-se que a EMD deve ser levada em consideração ao se analisar estudos de EMG associados à cinética. Porém diferentes métodos de cálculo, de metodologias, além de diferenças em processamentos de sinais, que normalmente não ficam explicitados nos estudos dificultam as comparações entre os mesmos. Sendo assim é necessário continuar a calcular a EMD, testando pressupostos e verificando a

influência do processamento de sinais, pois a partir disso é possível ter um melhor entendimento na inter-relação entre EMG e força, o que por sua vez permite um melhor entendimento do funcionamento do sistema neuromuscular e uma melhora no entendimento das estratégias utilizadas pelo sistema nervoso ao se realizar uma determinada tarefa.

CAPÍTULO III – MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Caracterização da amostra

Foi utilizada uma amostra a partir de um banco de dados já existentes no Laboratório de Pesquisa do Exercício da UFRGS. Esta amostra é referente à coleta de dados realizada em 2003 para a dissertação de mestrado da Prof. Denise Soares intitulada *“Caracterização da Cadência Preferida no Ciclismo a partir de Parâmetros Biomecânicos e Fisiológicos”* e da tese de doutorado da Prof. Cláudia Candotti intitulada *“Implicações Biomecânicas da Pedalada na Economia de Movimento de Ciclistas e Triatletas”*.

Compuseram a amostra 9 ciclistas e 8 triatletas, sendo que a representatividade da amostra perante a ao número de ciclistas de elite da Federação Gaúcha de Ciclismo (n=12) é representativa. Porém, devido à perda de alguns dados de EMG analisaram-se para essa dissertação 6 ciclistas e 6 triatletas. Todos participantes foram do sexo masculino, treinavam pelo menos 2hs diárias e participavam de competições oficiais. A

faixa etária dos participantes foi de $25,1 \pm 7,6$ anos para os ciclistas e $27,5 \pm 9,2$ anos para os triatletas. A Tabela 1 fornece as características metabólicas e cineantropométricas dos ciclistas e triatletas.

Tabela 1

Média e desvio padrão das características metabólicas e cineantropométricas dos ciclistas e triatletas, bem como a carga correspondente ao segundo limiar ventilatório.

	massa corporal (kg)	estatura (m)	% gordura (Yuhasz)	VO ₂ máx. (l/min)	VO ₂ 2ºlimiar (l/min)	Carga 2º limiar (W)
Ciclistas n=9	67,1 (± 5,6)	1,73 (± 0,1)	8,9 (± 1,8)	4,0 (± 0,2)	3,2 (± 0,1)	272 (± 21,4)
Triatletas n=8	68,1 (± 8,9)	1,73 (± 0,1)	8,1 (± 1,6)	3,4 (± 0,2)	2,9 (± 0,1)	249 (± 8,4)

Foram fornecidas, antes dos testes, informações detalhadas a respeito dos procedimentos a serem utilizados. Todos os indivíduos assinaram um termo de consentimento declarando-se de acordo com sua participação nas pesquisas e cientes de que poderiam retirar-se das mesmas a qualquer momento, se assim o desejassem (Anexo 1).

3.2 Instrumentos de Coleta

A bicicleta utilizada nos testes foi um cicloergômetro computadorizado CARDIO_2 (Medical Graphics Corp., St. Louis, EUA), o qual fornece a carga de trabalho e a cadência de cada estágio. O selim, o guidão e os pedais originais do cicloergômetro foram substituídos por equipamentos utilizados em bicicletas de competição (Figura 8).



Figura 8: Cicloergômetro CARDIO_2 , adaptado com selim, canote para ajuste horizontal e guidão.

Foi utilizado um ergoespirômetro CPX/D (Medical Graphics Corp., St. Louis, EUA). Para uma avaliação do consumo máximo de oxigênio ($\text{VO}_2\text{max.}$) que permitiu a determinação do limiar anaeróbio, a partir do Segundo limiar ventilatório individual

(Denadai, 1995 e Ribeiro, 1995). Este procedimento foi fundamental para normalizar a carga de trabalho.

O Sistema de Vídeo *Peak Performance – Versão 5.3* foi utilizado para calcular a os ângulos de pé-de-vela e pedal, além da cadência e assim permitir uma conferência entre a cadência calculada e a fornecida pelo ciclo ergômetro. O cálculo dos ângulos e cadência se deu a partir das posições identificadas com pontos reflexivos (centro do pé-de-vela, e três pontos no pedal) pelo método de diferenciação descrito por Andrews (1974). A análise foi em duas dimensões com uma taxa de amostragem de 120Hz e a câmera utilizada foi uma PULNIX TM 640.

3.3 Procedimentos de Coleta

A avaliação dos sujeitos foi dividida em duas sessões, realizadas em dias diferentes.

3.3.1 Primeiro dia de Avaliação

Os sujeitos foram submetidos a um protocolo para a determinação do consumo máximo de oxigênio (VO_2 máx.) com aumento contínuo de cargas em rampa a 30 watts/min, que corresponde a microincrementos gradativos e periódicos da carga (0,5

watts) a cada segundo, sendo realizado até a exaustão. Para a realização desse protocolo, os indivíduos adotaram sua cadência preferida (ciclistas: 105 ± 15 rpm; e triatletas: 90 ± 10 rpm).

3.3.2 Segundo dia de Avaliação

Foi solicitado que os sujeitos pedalassem na carga correspondente ao segundo limiar ventilatório individual. Utilizou-se esse procedimento visando a normalizar fisiologicamente, para todos os indivíduos, a carga de avaliação. Foram testadas diferentes cadências nessa carga (60, 75, 90, 105rpm e preferida), cada uma por um período de 3 min, após o consumo de oxigênio ter-se estabilizado (aproximadamente 5 min). A ordem de realização dos testes foi definida para cada indivíduo por sorteio, para minimizar a possibilidade de que a fadiga muscular interferisse nos resultados.

3.3.3 Eletromiografia

Foram coletados durante os testes os sinais eletromiográficos de seis músculos do membro inferior direito. Para isso foi utilizado um eletromiógrafo (Bortec ®) e eletrodos de superfície (Ag/AgCl, com diâmetro de 2,2 cm) na configuração bipolar. Os sinais EMG foram obtidos de cada um dos músculos, com uma frequência de 1818Hz. Essa taxa de aquisição se justificou pela necessidade de coletar onze canais (EMG de seis músculos, sinais de força tangencial e normal, sincronismo e dois potenciômetros)

a uma taxa total de 20 kHz. Todas as normas pertinentes ao registro adequado de sinais EMG, como depilação, limpeza do local com álcool, colocação dos eletrodos e verificação da impedância (aceita quando inferior a $5K\Omega$), sugeridas por Merletti (1999) foram cumpridas.

Os eletrodos foram alinhados longitudinalmente às fibras musculares e fixados sobre o ventre muscular dos músculos glúteo máximo (GM), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio medial (GA) e tibial anterior (TA). O eletrodo de referência foi fixado sobre a face anterior medial da tibia.(Figura 9).

Esses seis músculos foram escolhidos por satisfazerem três critérios, segundo Baum et. al, (2003): (1) eles cruzam as três maiores articulações dos membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo); (2) representam os grupos musculares antagonistas mono e biarticular que cruzam cada uma das três articulações; e (3) correspondem àqueles mais comumente citados na literatura.

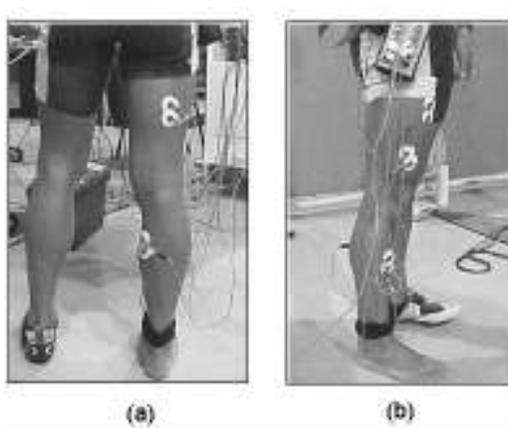


Figura 9: Posicionamento dos eletrodos: (a) vista posterior, (b) vista anterior.

3.4 Procedimentos de Análise Eletromiografia

Para o processamento dos sinais EMG, foram utilizados o sistema SAD32 de aquisição de dados [(versão 2.61.07mp, 2002) (www.ufrgs.br/lmm)] além de rotinas desenvolvidas em software Matlab versão 5.3.

Previamente ao cálculo do valor RMS o sinal foi filtrado utilizando-se os seguintes filtros: (1) filtro digital do tipo Butterworth de quinta ordem passa banda, com frequências de corte de 20 a 600 Hz; e (2) filtro passa alta, com frequência de corte de 20 Hz. Este segundo procedimento de filtragem foi necessário porque o sinal, mesmo após o primeiro filtro, ainda apresentava ruídos de baixa frequência causados, provavelmente, pelo movimento relativo dos eletrodos sobre a pele, bem como dos cabos conectados aos eletrodos, devido ao suor excessivo dos atletas durante a avaliação e a contração dinâmica em alta velocidade.

O cálculo de valor RMS se deu através de janelamento móvel com variações de tamanhos de janelas (50, 150, 250, 450ms) e tipos de janelamentos (Retangular, Hamming e Triangular).

Estas variações nos “*inputs*” do cálculo do valor RMS se deram para cada ciclo de pedalada dos 10 analisados nas quatro cadências coletadas (60, 75, 90 e 105rpm) para os músculos glúteo máximo, reto femoral, vasto lateral e gastrocnêmio medial. Nesta dissertação Tibial Anterior e Bíceps Femoral, mesmo existindo no banco de dados não foram utilizados.

Na Figura 10 é apresentado o esquema de análise EMG para os atletas desta amostra.

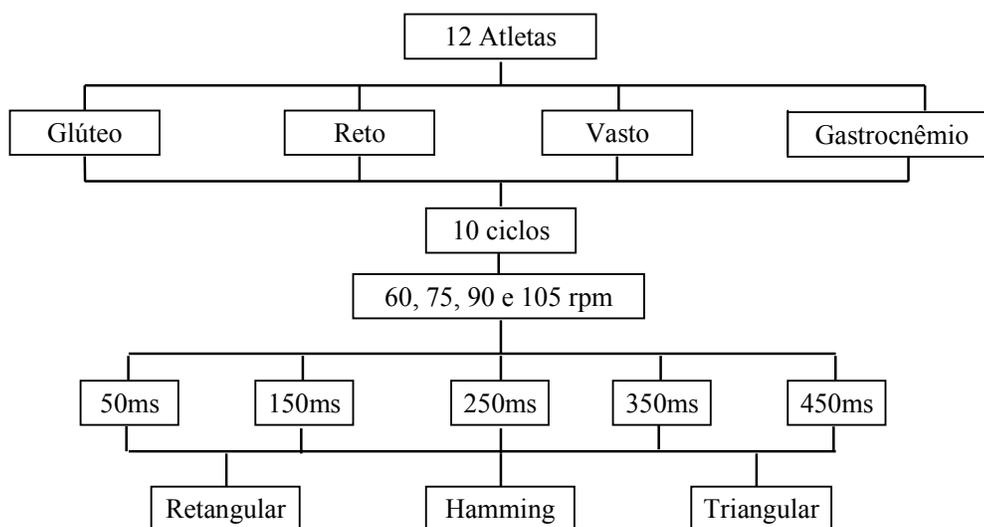


Figura 10: Representação esquemática da análise dos dados de EMG.

3.5 Cálculo da Defasagem Eletromecânica

A EMD pode ser calculada através de três modelos. Os modelos estão apresentados na sessão 2.3 e seus cálculos são baseados nas equações 6 (Vint et. al, 2000), 7 (Li e Baum (2004) a partir de Marsch e Martin, 1994 e Neptune et. al, 1997) e 8 (Li e Baum, 2004).

Os modelos de Li Baum (2004) a partir de Marsch e Martin, (1994) e Neptune et. al, (1997) e Li e Baum, (2004) assumem pressupostos que foram testados nesta dissertação anteriormente a sua escolha para o cálculo da EMD e análise das variações de processamento de sinal EMG. Tais modelos só seriam utilizados se houvesse confirmação de seus pressupostos.

3.6 Tratamento Estatístico dos Dados

Para verificar a influência sobre o local de ocorrência do pico de força e EMG de cada músculo em 10 ciclos consecutivos, a análise estatística utilizada foi One Way ANOVA e *post hoc* de Bonferroni ao assumir a igualdade de variância e Dunnett's C quando não assumida a igualdade de variância. O índice de significância utilizado foi inferior a 0.05.

Para a análise da influência dos processamentos de sinal e cadência sobre a EMD foi realizada uma análise de variância de três fatores e *post hoc* de Bonferroni e Dunnett's C, verificou-se a interação entre os fatores e o índice de significância utilizado foi inferior a 0.05.

CAPÍTULO IV – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados apresentados inicialmente referem-se à avaliação dos diferentes métodos para o cálculo da EMD. Após a justificativa para escolha da utilização do método, será apresentada a EMD calculada por diferentes processamentos de sinais (5 tamanhos de janela e 3 tipos de janelamentos). Os efeitos de cada processamento, bem como da variação da cadência sobre os valores de EMD foram analisados separadamente devido à existência de interação entre os três fatores, ou seja, os efeitos combinados dos fatores geram influência sobre os valores de EMD.

4.1 Testagem dos Pressupostos para Cálculo de EMD

Na Figura 11 está apresentado a testagem de um dos pressupostos para cálculo de EMD sugeridos por Li e Baum (2004). Este pressuposto refere-se a manutenção do pico de força resultante sobre o pedal, isto tem origem nos achados de Marsch e Martin, (1994) e Neptune et. al, (1997) que mostram a antecipação do pico de EMG conforme a cadência é incrementada, ou seja, a EMG ocorreria mais

cedo em cadências mais altas para que a força ocorra nos mesmo local relativo do ciclo de pedalada e assim possa existir uma manutenção da técnica de pedalada.

Diferenças significativas foram encontradas no local de ocorrência do pico de força entre os pares 60-105rpm e 75-105rpm, sendo que nas cadências mais elevadas o pico ocorreu mais tardiamente no ciclo de pedalada.

Um dos objetivos deste estudo foi de avaliar os pressupostos do método proposto por Li e Baum (2004). O método proposto é baseado na diferença temporal entre os picos de EMG em duas cadências e tem por base os achados de Marsch e Martin, (1994) e Neptune et. al, (1997) que baseia-se na hipótese da ativação dinâmica em que o pico EMG ocorre mais cedo no ciclo de pedalada para que a força ocorra no mesmo local do ciclo.

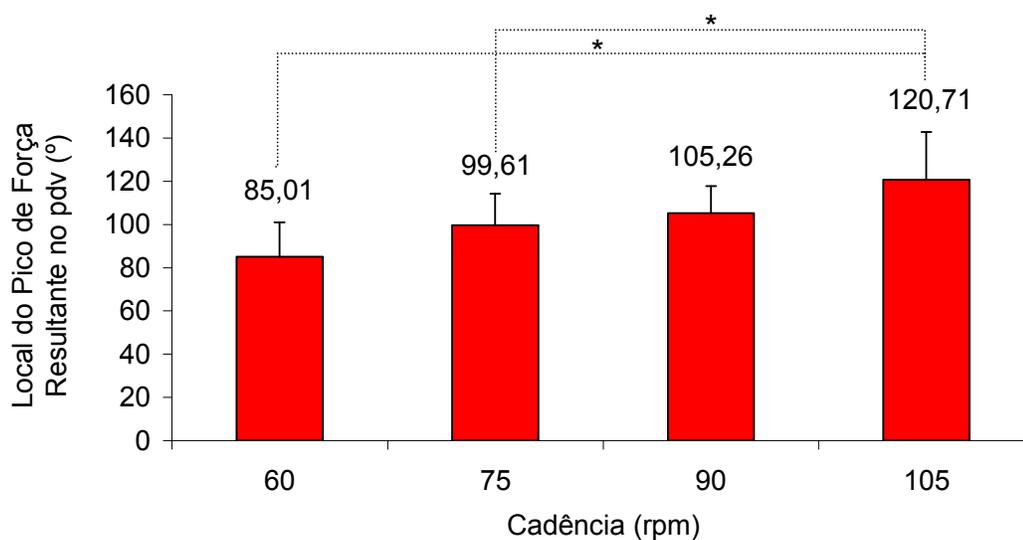


Figura 11: Local de ocorrência do pico de força resultante sobre o pedal (* $p < 0.05$)

O pressuposto da manutenção do pico de força já havia sido testado por Rocha et. al, (2005) que mostraram que existe diferença significativa no local em que ocorre o pico de força sobre o pedal entre as cadências de 60 e 105rpm. Neste estudo além desta diferença também encontrou-se diferenças entre os locais de ocorrência do pico de forças entre as cadências de 75 e 105rpm. Essas novas diferenças, mesmo utilizando a mesma amostra, se justificam por ter sido utilizado exclusivamente para a testagem deste pressuposto 15 ciclos consecutivos de pedalada ao invés de 10 ciclos.

A testagem do pressuposto da hipótese da ativação dinâmica (Neptune et. al, 1997) está representada na Figura 12. Este pressuposto tem por base a antecipação dos picos da EMG para a manutenção do local de força resultante sobre o pedal. Não houve diferenças significativas entre as cadências para os quatro músculos analisados. Somente no glúteo apareceu a tendência do pico de EMG ocorrer mais cedo no ciclo de pedalada, nos demais músculos não houve um comportamento linear com o incremento da cadência. O processamento adotado na testagem do local de ocorrência dos picos de força e EMG foi do tipo Hamming-250ms. Este processamento foi escolhido por ser um processamento intermediário, tanto ao tamanho de janela (as variações foram de 50ms até 450ms com intervalos de 100ms), quanto ao tipo de janelamento (Retangular atribui um mesmo “peso” a todos os pontos da janela, Hamming atribui um “peso” máximo aos pontos centrais da janela e Triangular atribui “peso” máximo somente no ponto mais central da janela).

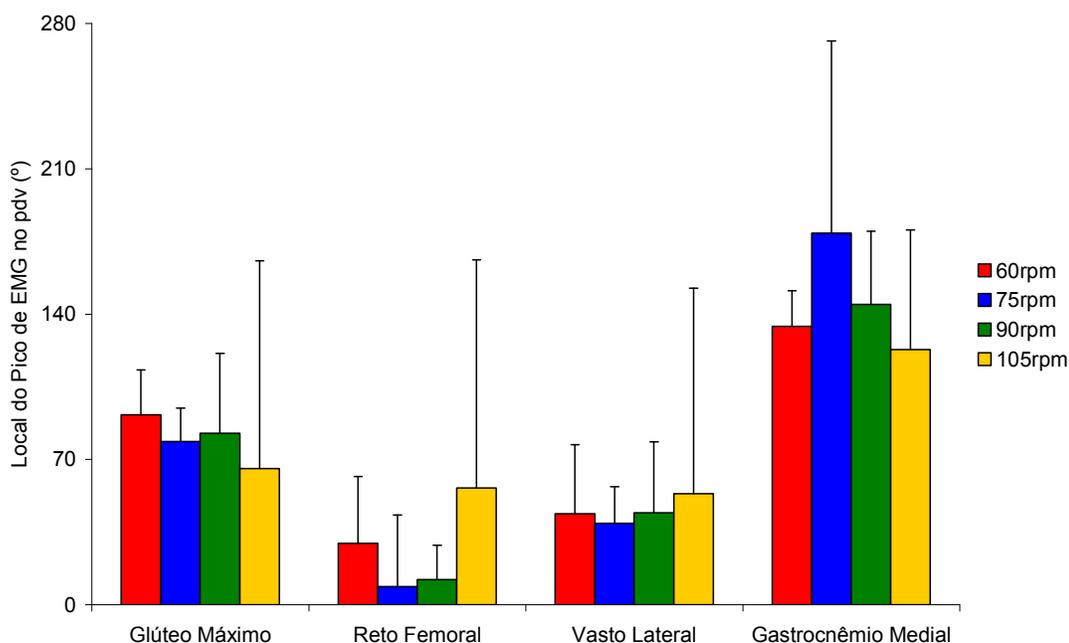


Figura 12: Local de ocorrência do pico de EMG (Hamming-250ms) no ciclo de pedalada

Tanto os pressupostos de Neptune et. al, (1997), quanto de Li e Baum (2004) não se confirmaram neste estudo. Sendo assim, a influência do processamento de sinal EMG sobre os valores de EMD no ciclismo foi realizada a partir do modelo de correlação cruzada, detalhado por Vint et. al, (2000).

A Figura 13 exemplifica a correlação cruzada entre um sinal EMG, após ter sido calculado o valor RMS (Hamming-250ms), e a força resultante sobre o pedal. Na Figura 14 está ilustrado a curva de correlação cruzada oriunda dos dados da Figura 13, bem como o valor de EMD (eixo das abscissas) a ser considerado em tal situação.

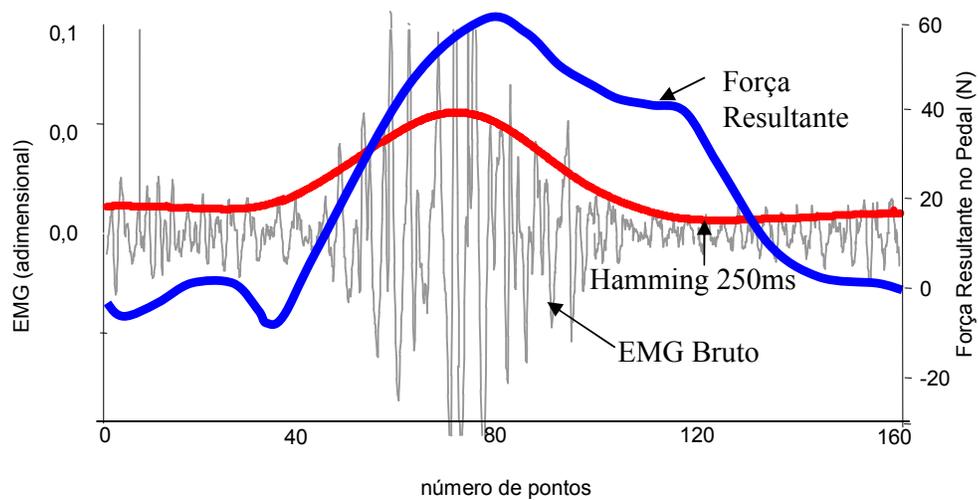


Figura 13: Representação da correlação cruzada entre EMG (RMS) e Força Resultante sobre o pedal.

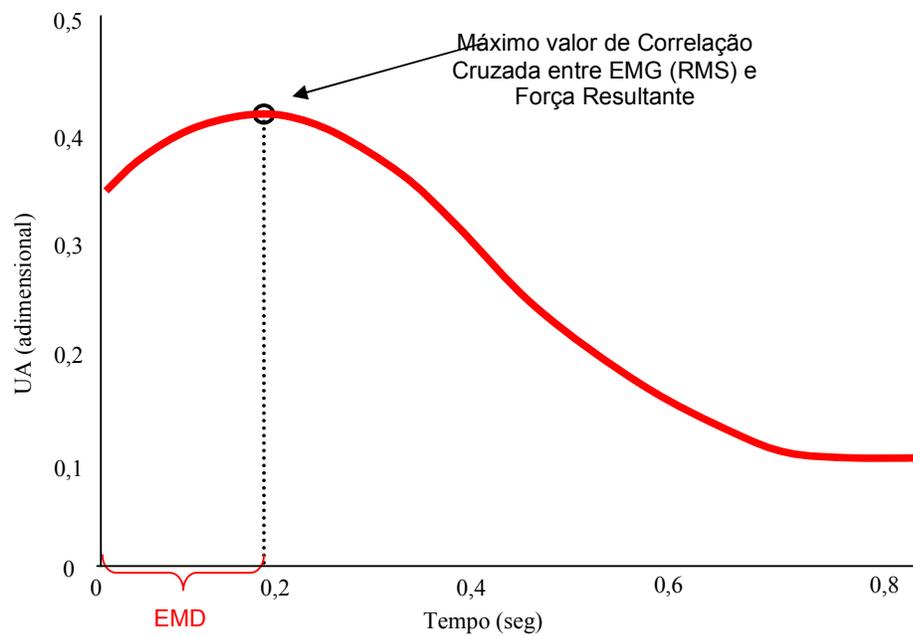


Figura 14: Representação da curva de correlação cruzada e a EMD a ser considerada.

A análise da influência do processamento de sinal EMG sobre os valores de EMD foi avaliada somente através do modelo de cálculo de correlação cruzada, uma

vez que os modelos de Li e Baum (2004) e os achados de March e Martin (1994) não se confirmaram neste estudo.

4.2 Processamento de Sinal EMG – Glúteo Máximo

Para facilitar a análise dos diferentes processamentos de sinais, estes serão apresentados para cada músculo de modo separado. Além disso, para verificar a influência da variação do tamanho de janela, os demais fatores (tipo de janelamento e cadência) foram fixados; já para verificar a influência do tipo de janelamento, cadência e tamanho de janela foram fixados e do mesmo modo, para verificar a influência da cadência sobre os valores de EMD, tanto tipo quanto tamanho de janelamento foram mantidos fixos.

Na Tabela 2 estão apresentados as médias, desvios padrão e nível de significância dos valores de EMD do glúteo máximo calculados através de diferentes processamentos do sinal EMG. A influência do tamanho de janelamento pode ser observada através da análise estatística realizada com o tipo de janelamento e cadência fixados, ou seja, os fatores mais externos à tabela estão fixos, sendo, portanto, a análise das diferenças estatísticas somente para os diferentes tamanhos de janela.

Para o glúteo máximo a variação do tamanho de janela somente exerceu influência significativa, quando analisada no tipo de janelamento Retangular e em cadências mais altas. Isto é esperado uma vez que o tipo Retangular não atribui

maior importância ao centro da janela como os demais tipos de janelamento; com isso quando a janela é muito grande ocorre uma suavização maior do sinal e no caso do tipo Retangular, esta suavização se dá do mesmo modo para todos os pontos do intervalo, podendo assim até descaracterizar o sinal. Como o método de correlação cruzada considera todos os pontos das curvas de EMG e força, uma mudança radical na “aparência” da curva de EMG pode culminar com valores de EMD muito descaracterizados e, portanto ser diferente estatisticamente dos demais tamanhos de janela. A ocorrência deste fato em cadências mais elevadas pode se justificar pela alteração no padrão de ativação nas diferentes cadências.

Tabela 2

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Glúteo máximo com tipo de janelamento e cadência fixados.

	Retangular			Hamming			Triangular		
	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05
60rpm	50ms	56,65	16,94	57,45	33,45		57,37	33,34	
	150ms	52,92	24,70	55,22	29,33		55,05	29,07	
	250ms	48,84	18,10	53,01	25,26		52,78	24,77	
	350ms	46,21	17,57	51,38	21,59		50,96	21,05	
	450ms	41,13	17,87	48,69	17,88		48,21	17,56	
75rpm	50ms	72,00	13,44	72,18	11,74		72,18	11,78	
	150ms	71,42	21,56	72,79	15,76		72,74	16,11	
	250ms	64,65	26,12	71,71	19,45		71,46	19,67	
	350ms	53,35	30,61	68,51	21,94		67,91	21,92	
	450ms	43,40	30,93	64,69	24,00		63,79	23,84	
90rpm	50ms	91,41	16,64	f	91,12	16,65	91,13	16,66	
	150ms	91,50	15,65	f	91,46	16,33	91,49	16,29	
	250ms	89,47	16,43	f	91,09	15,90	90,81	15,83	
	350ms	70,70	24,23		89,08	15,67	88,45	15,73	
	450ms	46,74	25,79	b, c, d	85,99	16,19	84,92	16,36	
105rpm	50ms	107,85	20,24	f	107,69	20,55	107,69	20,52	
	150ms	109,97	20,31	f	108,45	19,80	108,48	19,89	
	250ms	111,14	24,92	f	109,41	19,93	109,42	20,02	
	350ms	98,19	34,51		109,58	20,61	109,45	20,82	
	450ms	64,54	33,04	b, c, d	108,12	21,40	106,54	22,07	

a = p<0.05 em relação à 50ms, b = p<0.05 em relação à 150ms, c = p<0.05 em relação à 250ms, d = p<0.05 em relação à 350ms e = p<0.05 em relação à 450ms

Na Tabela 3 também estão apresentados as médias, desvios padrão e nível de significância dos valores de EMD do glúteo máximo calculados através de diferentes processamentos do sinal EMG. Entretanto os fatores fixados (tamanho de janela e cadência) diferem para que a influência do tipo de janelamento sobre os valores de EMD possam ser testadas.

Tabela 3

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Glúteo máximo com tamanhos de janela e cadência fixados.

	60rpm			75rpm			90rpm			105rpm		
	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05
50												
retangular	56,65	16,94		72,00	13,44		91,41	16,64		107,85	20,24	
ms												
hamming	57,45	33,45		72,18	11,74		91,12	16,65		107,69	20,55	
triangular	57,37	33,34		72,18	11,78		91,13	16,66		107,69	20,52	
150												
retangular	52,92	24,70		71,42	21,56		91,50	15,65		109,97	20,31	
ms												
hamming	55,22	29,33		72,79	15,76		91,46	16,33		108,45	19,80	
triangular	55,05	29,07		72,74	16,11		91,49	16,29		108,48	19,89	
250												
retangular	48,84	18,10		64,65	26,12		89,47	16,43		111,14	24,92	
ms												
hamming	53,01	25,26		71,71	19,45		91,09	15,90		109,41	19,93	
triangular	52,78	24,77		71,46	19,67		90,81	15,83		109,42	20,02	
350												
retangular	46,21	17,57		53,35	30,61		70,70	24,23		98,19	34,51	
ms												
hamming	51,38	21,59		68,51	21,94		89,08	15,67		109,58	20,61	
triangular	50,96	21,05		67,91	21,92		88,45	15,73		109,45	20,82	
450												
retangular	41,13	17,87		43,40	30,93		46,74	25,79	a	48,21	17,56	a
ms												
hamming	48,69	17,88		64,69	24,00		85,99	16,19	b	108,12	21,40	b
triangular	48,21	17,56		63,79	23,84		84,92	16,36	b	106,54	22,07	b

a = p<0.05 em relação à Retangular, b = p<0.05 em relação à Hamming, c = p<0.05 em relação à Triangular.

Houve diferenças apenas no maior tamanho de janela (450ms) entre o tipo Retangular com os demais nas cadências de 90 e 105rpm, confirmando que este tipo de processamento sofre mais com as variações de tamanho de janela pelo menos quando o sinal analisado é o glúteo.

Na Tabela 4 estão apresentados as médias, desvios padrão e nível de significância dos valores de EMD do glúteo máximo calculados através de diferentes processamentos do sinal EMG. Porém nesta tabela os fatores fixados foram: tamanho de janela e tipo de processamento para assim verificar a influência do incremento da cadência nos valores de EMD.

Tabela 4

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Glúteo máximo com tamanho de janela e tipo de janelamento fixados.

	Retangular			Hamming			Triangular			
	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	
50 ms	60rpm	56,65	16,94	c, d	57,45	33,45	c, d	57,37	33,34	c, d
	75rpm	72,00	13,44	d	72,18	11,74	d	72,18	11,78	d
	90rpm	91,41	16,64	a	91,12	16,65	a	91,13	16,66	a
	105rpm	107,85	20,24	a, b	107,69	20,55	a, b	107,69	20,52	a, b
150 ms	60rpm	52,92	24,70	c, d	55,22	29,33	c, d	55,05	29,07	c, d
	75rpm	71,42	21,56	d	72,79	15,76	d	72,74	16,11	d
	90rpm	91,50	15,65	a	91,46	16,33	a	91,49	16,29	a
	105rpm	109,97	20,31	a, b	108,45	19,80	a, b	108,48	19,89	a, b
250 ms	60rpm	48,84	18,10	c, d	53,01	25,26	c, d	52,78	24,77	c, d
	75rpm	64,65	26,12	d	71,71	19,45	d	71,46	19,67	d
	90rpm	89,47	16,43	a	91,09	15,90	a	90,81	15,83	a
	105rpm	111,14	24,92	a, b	109,41	19,93	a, b	109,42	20,02	a, b
350 ms	60rpm	46,21	17,57	d	51,38	21,59	c, d	50,96	21,05	c, d
	75rpm	53,35	30,61	d	68,51	21,94	d	67,91	21,92	d
	90rpm	70,70	24,23		89,08	15,67	a	88,45	15,73	a
	105rpm	98,19	34,51	a, b	109,58	20,61	a, b	109,45	20,82	a, b
450 ms	60rpm	41,13	17,87		48,69	17,88	c, d	48,21	17,56	c, d
	75rpm	43,40	30,93		64,69	24,00	d	63,79	23,84	d
	90rpm	46,74	25,79		85,99	16,19	a	84,92	16,36	a

a = p<0.05 em relação à 60rpm, b = p<0.05 em relação à 75rpm, c = p<0.05 em relação à 90rpm, d = p<0.05 em relação à 105rpm.

No que se refere ao efeito da cadência sobre os valores de EMD, de modo geral os efeitos encontrados nos tipos Hamming e Triangular foram os mesmos.

Além disso, os efeitos encontrados nestes tipos de processamento em diferentes tamanhos de janela foram idênticos, permitindo por assim sugerir que para o cálculo da EMD no glúteo os processamentos do tipo Hamming e Triangular não sofrem influência do tamanho de janelas compreendido entre 50 e 450ms (tabela 2).

As diferenças encontradas nos valores de EMD com a variação da cadência se deram entre os pares, 60-90rpm, 60-105rpm, 75-105rpm, sendo os valores de EMD maiores, quanto mais rápida a cadência. A Figura 15 permite uma visualização gráfica deste comportamento em todas as formas de processamento e a Figura 16, uma visualização do comportamento de cada atleta. Nesta Figura o processamento Hamming-50ms foi escolhido.

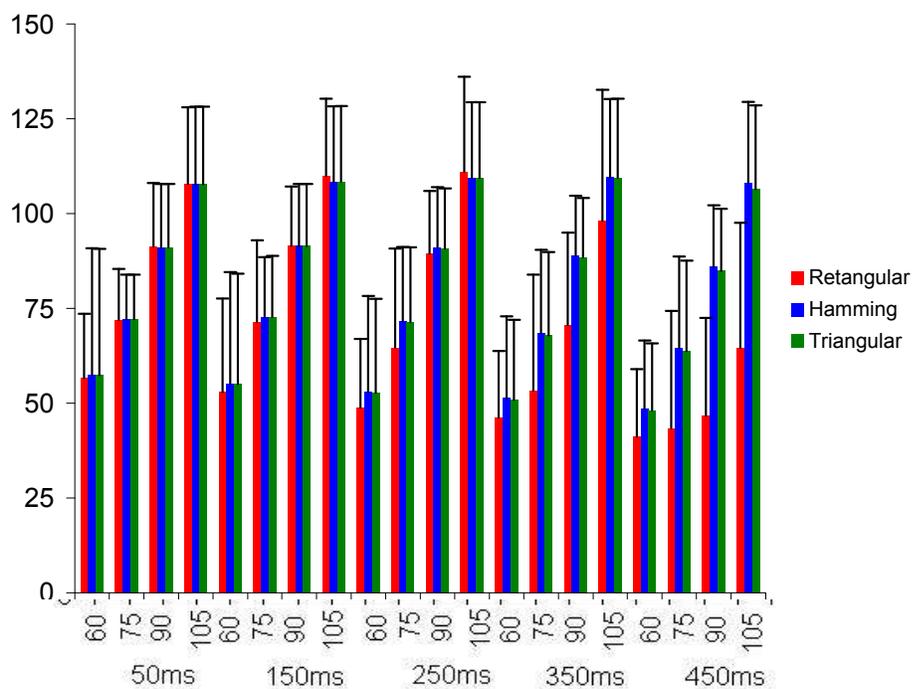


Figura 15: EMD do Glúteo Máximo em diferentes tamanhos de janelas e tipos de janelamento nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm. * Para visualizar as diferenças significativas ver tabela 4

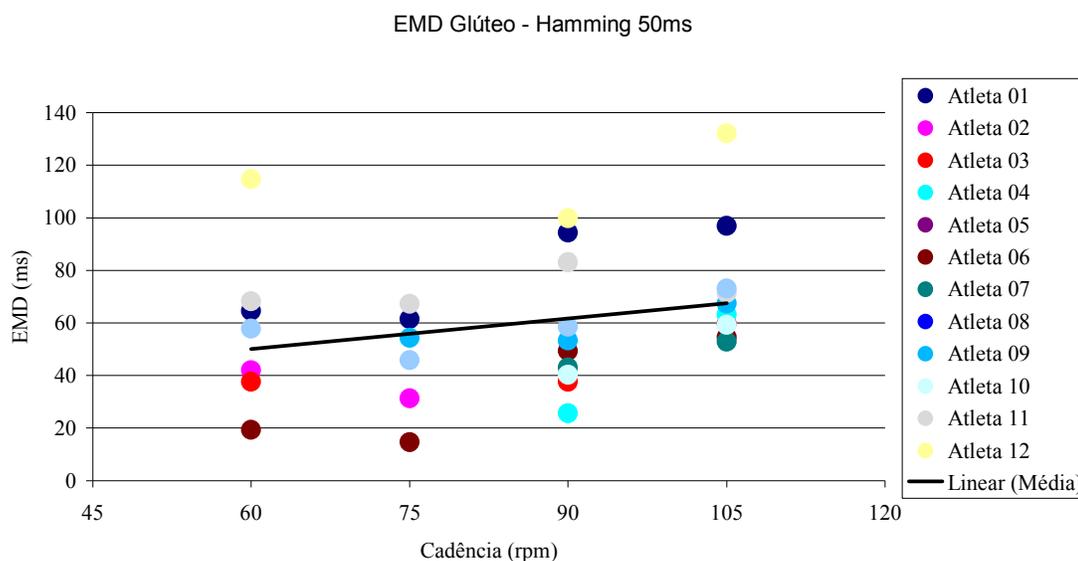


Figura 16: EMD do Glúteo Máximo de cada atleta utilizando o tipo de janelamento Hamming e tamanho de janela de 50ms nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.

Para o glúteo, o tipo de janelamento que parece ser mais influenciado pela variação do tamanho de janela é o Retangular. Isso ocorre apenas no tamanho de 450ms nas cadências de 90 e 105rpm. No que se refere ao efeito que a cadência gera nos valores de EMD, este é de modo geral crescente à medida que a cadência é incrementada, sendo um comportamento padrão entre todos os atletas.

Não foram encontrados estudos que calculassem a EMD referente ao glúteo máximo. Os valores médios encontrados neste estudo variaram de 41.13 a 111.14ms (Tabela 3). Sobre a influência da variação do tamanho de janela, somente foi encontrado o estudo de Mclean et. al, (2003) que verificaram que os valores de CVM são maiores em janelas de 100ms comparadas com janelas de 200 e 500ms. Porém o tipo de janelamento não fica evidenciado e nenhuma análise sobre os valores de EMD em diferentes processamentos é feita.

A Tabela 3 mostra as diferenças encontradas somente no tipo Retangular nas cadências de 90 e 105rpm, sendo que no maior tamanho de janela (450ms) houve uma grande queda nos valores de EMD, isto também pode ser evidenciado na Tabela 4 que tem os fatores cadência e tamanhos de janela fixos para verificar a influência do tipo de janelamento. O tipo Retangular tem uma ponderação em que todos os pontos da janela têm uma mesma importância, diferentemente do tipo Triangular que atribui 100% do valor RMS calculado somente ao ponto mais central do intervalo; o tipo Hamming é um intermediário entre os tipos anteriormente citados. Tais ponderações podem ser visualizadas no capítulo 2.2.

Como não houveram diferenças entre os tipos Hamming e Triangular e estes não foram influenciados significativamente com a variação da janela (Tabelas 3 e 4), a influência da cadência sobre a EMD pode ser analisada por qualquer um dos dois, em qualquer tamanho entre 50 e 450ms (Tabela 5 e Figura 15). Devido a isso foi escolhido um processamento intermediário entre as variações de janela e tipo, ou seja, Hamming-250ms.

A EMD no glúteo foi maior em cadências mais elevadas, havendo diferenças significativas entre os pares 60-90rpm, 60-105rpm, 75-105rpm. Estes achados contradizem o esperado de que a EMD diminui com o incremento da velocidade (Norman e Komi, 1979).

Vos et. al, (1991) verificaram em um dinamômetro isocinético a EMD do vasto lateral, vasto medial e reto femoral em 50 e 70% da CVM, em duas posições

articulares do joelho (90 e 130° de flexão de joelho) nas velocidades de 30 e 60°/s, tanto em situação concêntrica quanto em excêntrica. Seus achados mostraram que somente o reto femoral diminuiu significativamente a EMD na velocidade de execução mais alta, ou seja, é possível que cada músculo responda de modo distinto ao incremento da cadência. Vos et. al, (1991) também refere-se que quanto maior for o nível de força mais curto é a EMD. Isso poderia justificar a EMD crescente no glúteo, pois, como a potência no protocolo de testes era constante. Para pedalar em velocidades maiores, os atletas requeriam um menor esforço.

Um outro fator que pode interferir na EMD refere-se ao comprimento muscular. Kistemaker et. al, (2005) afirmam que existe em comprimentos musculares maiores uma maior sensibilidade da membrana do retículo sarcoplasmático ao cálcio e isso poderia fazer com que o cálcio fosse liberado anteriormente dando início ao mecanismos de contração muscular de modo mais rápido, podendo diminuir o tempo de EMD. Entretanto em nosso estudo não foi permitido qualquer alteração nas regulagens de posição da bicicleta e nenhuma mudança postural entre as cadências foram observadas. Portanto não parece essa uma alternativa para justificar os valores de EMD crescentes do glúteo.

O percentual do tipo de fibra também é um fator que interfere nos valores de EMD, sendo esperado EMDs menores para músculos com maior percentual de fibras rápidas (Viitasalo e Komi, 1981). Contudo isto serviria para comparações entre diferentes atletas, uma vez que cada um tem percentual de fibras distintas para um mesmo músculo. Entretanto assumindo que à medida que a velocidade de movimento é incrementada mais fibras do tipo II são recrutadas, era de se esperar

que o glúteo diminuísse a EMD com o incremento da cadência. Porém essa expectativa não se confirmou.

Portanto o comportamento crescente dos valores de EMD do glúteo à medida que a cadência aumenta não se justifica pelos achados de Vos et. al, (1990), de que em movimentos mais rápidos a EMD é menor, nem pela variação do comprimento muscular (Kistemaker et. al, 2005), nem pela tipagem de fibras; ou seja somente a questão de menores valores de EMD em níveis de força mais elevados justificam o comportamento do glúteo, pois o protocolo deste estudo exigiu uma maior magnitude de força nas cadências mais baixas.

4.3 Processamento de Sinal EMG – Reto Femoral

Os resultados referentes ao reto femoral estão apresentados na Tabela 5 através das médias, desvios padrão e nível de significância dos valores de EMD calculados pelos mesmos processamentos de sinal EMG do glúteo. Do mesmo modo do que no glúteo, a influência do tamanho de janelamento pode ser observada através da análise estatística realizada com o tipo de janelamento e a cadência fixados, ou seja, os fatores mais externos à tabela estão fixos, sendo portanto a análise das diferenças estatísticas somente para os diferentes tamanhos de janelamento.

Tabela 5

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Reto Femoral com tipo de janelamento e cadência fixados.

	Retangular			Hamming			Triangular		
	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05
60rpm	50ms	214,15	40,13	204,24	47,66		211,18	41,12	
	150ms	214,00	36,28	214,52	39,19		214,50	39,03	
	250ms	211,59	32,49	213,95	36,94		213,91	36,69	
	350ms	207,41	32,04	212,83	34,92		212,84	34,65	
	450ms	169,57	26,67	211,67	33,29		211,07	33,15	
	75rpm	50ms	209,38	34,87	209,03	37,00		209,05	36,94
150ms		206,98	24,88	210,36	31,13		210,40	30,68	
250ms		199,85	23,62	207,76	25,21		207,50	24,91	
350ms		191,79	23,49	204,40	23,30		203,99	23,09	
450ms		173,56	20,54	200,49	23,04		199,87	22,89	
90rpm		50ms	194,06	22,07	e	194,44	22,91	194,39	22,90
	150ms	191,00	18,95	e	193,30	20,91	193,23	20,76	
	250ms	183,84	20,47	e	191,50	19,40	191,21	19,40	
	350ms	169,96	24,25		188,51	19,15	187,91	19,27	
	450ms	149,27	27,33	a, b, c	184,31	19,74	183,36	19,93	
	105rpm	50ms	189,26	18,16	e	188,32	19,77	188,38	19,69
150ms		185,92	17,96	e	188,41	18,52	188,32	18,50	
250ms		177,62	25,04		187,16	17,84	186,99	18,05	
350ms		169,57	26,67		185,16	17,62	188,42	15,87	

a = p<0.05 em relação à 50ms, b = p<0.05 em relação à 150ms, c = p<0.05 em relação à 250ms, d = p<0.05 em relação à 350ms e = p<0.05 em relação à 450ms

Novamente a variação do tamanho de janela somente exerceu influência significativa quando analisada no tipo de janelamento Retangular e em cadências mais altas. A única diferença dos resultados do reto femoral com os do glúteo máximo é a não existência de diferença significativa entre os janelamentos de 250 e 450ms na cadência de 105rpm no tipo Retangular.

Na Tabela 6 também estão apresentados as médias, desvios padrão e nível de significância dos valores de EMD do reto femoral, porém os fatores fixados (tamanho de janela e cadência) diferem para que a influência do tipo de janelamento sobre os valores de EMD possam ser testadas.

Tabela 6

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Reto Femoral com tamanhos de janela e cadência fixados.

		60rpm			75rpm			90rpm			105rpm		
		Média	Desvio	p<0.05									
50 ms	retangular	214,15	40,13		209,38	34,87		194,06	22,07		189,26	18,16	
	hamming	204,24	47,66		209,03	37,00		194,44	22,91		188,32	19,77	
	triangular	211,18	41,12		209,05	36,94		194,39	22,90		188,38	19,69	
150 ms	retangular	214,00	36,28		206,98	24,88		191,00	18,95		185,92	17,96	
	hamming	214,52	39,19		210,36	31,13		193,30	20,91		188,41	18,52	
	triangular	214,50	39,03		210,40	30,68		193,23	20,76		188,32	18,50	
250 ms	retangular	211,59	32,49		199,85	23,62		183,84	20,47		177,62	25,04	
	hamming	213,95	36,94		207,76	25,21		191,50	19,40		187,16	17,84	
	triangular	213,91	36,69		207,50	24,91		191,21	19,40		186,99	18,05	
350 ms	retangular	207,41	32,04		191,79	23,49		169,96	24,25		169,57	26,67	
	hamming	212,83	34,92		204,40	23,30		188,51	19,15		185,16	17,62	
	triangular	212,84	34,65		203,99	23,09		187,91	19,27		188,42	15,87	
450 ms	retangular	169,57	26,67		173,56	20,54		149,27	27,33	a	211,07	33,15	a
	hamming	211,67	33,29		200,49	23,04		184,31	19,74	b	182,09	17,61	b
	triangular	211,07	33,15		199,87	22,89		183,36	19,93	b	184,68	16,86	b

a = p<0.05 em relação à Retangular, b = p<0.05 em relação à Hamming, c = p<0.05 em relação à Triangular.

Houve diferenças apenas no maior tamanho de janela (450ms) entre o tipo Retangular com os demais nas cadências de 90 e 105rpm, confirmando que este tipo de processamento sofre mais com as variações de tamanho de janela tanto para no glúteo, quanto no reto femoral.

Na Tabela 7 estão apresentados as médias, desvios padrão e nível de significância dos valores de EMD do reto femoral. Nesta tabela os fatores fixados

foram: tamanho de janela e tipo de janelamento. Com isso buscou-se verificar a influência do incremento da cadência nos valores de EMD.

Diferentemente do glúteo, o reto femoral apresentou um comportamento de manutenção dos valores de EMD à medida que a cadência foi incrementada. Isto pode ser melhor visualizado nas Figuras 17, onde o cálculo de EMD com todos os processamentos EMG deste estudo são apresentados e Figura 18 em que escolheu-se o processamento Hamming-50ms para verificar o comportamento de cada atleta à medida que a cadência era acrescida.

Tabela 7

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Reto Femoral com tamanho de janela e tipo de janelamento fixados.

	Retangular			Hamming			Triangular		
	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05
50 ms	60rpm	214,15	40,13	204,24	47,66		211,18	41,12	
	75rpm	209,38	34,87	209,03	37,00		209,05	36,94	
	90rpm	194,06	22,07	194,44	22,91		194,39	22,90	
	105rpm	189,26	18,16	188,32	19,77		188,38	19,69	
150 ms	60rpm	214,00	36,28	214,52	39,19		214,50	39,03	
	75rpm	206,98	24,88	210,36	31,13		210,40	30,68	
	90rpm	191,00	18,95	193,30	20,91		193,23	20,76	
	105rpm	185,92	17,96	188,41	18,52		188,32	18,50	
250 ms	60rpm	211,59	32,49	213,95	36,94		213,91	36,69	
	75rpm	199,85	23,62	207,76	25,21		207,50	24,91	
	90rpm	183,84	20,47	191,50	19,40		191,21	19,40	
	105rpm	177,62	25,04	187,16	17,84		186,99	18,05	
350 ms	60rpm	207,41	32,04	212,83	34,92		212,84	34,65	
	75rpm	191,79	23,49	204,40	23,30		203,99	23,09	
	90rpm	169,96	24,25	188,51	19,15		187,91	19,27	
	105rpm	169,57	26,67	185,16	17,62		188,42	15,87	
450 ms	60rpm	169,57	26,67	211,67	33,29		211,07	33,15	
	75rpm	173,56	20,54	200,49	23,04		199,87	22,89	
	90rpm	149,27	27,33	184,31	19,74		183,36	19,93	
	105rpm	144,22	24,66	182,09	17,61		184,68	16,86	

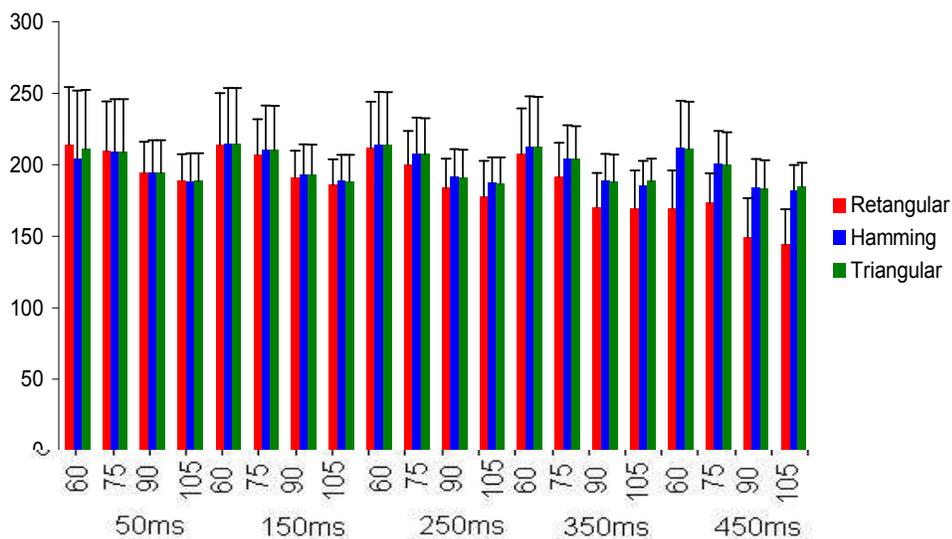


Figura 17: EMD do Reto Femoral em diferentes tamanhos de janelas e tipos de janelamento nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm. * *Para visualizar as diferenças significativas ver tabela 7.*

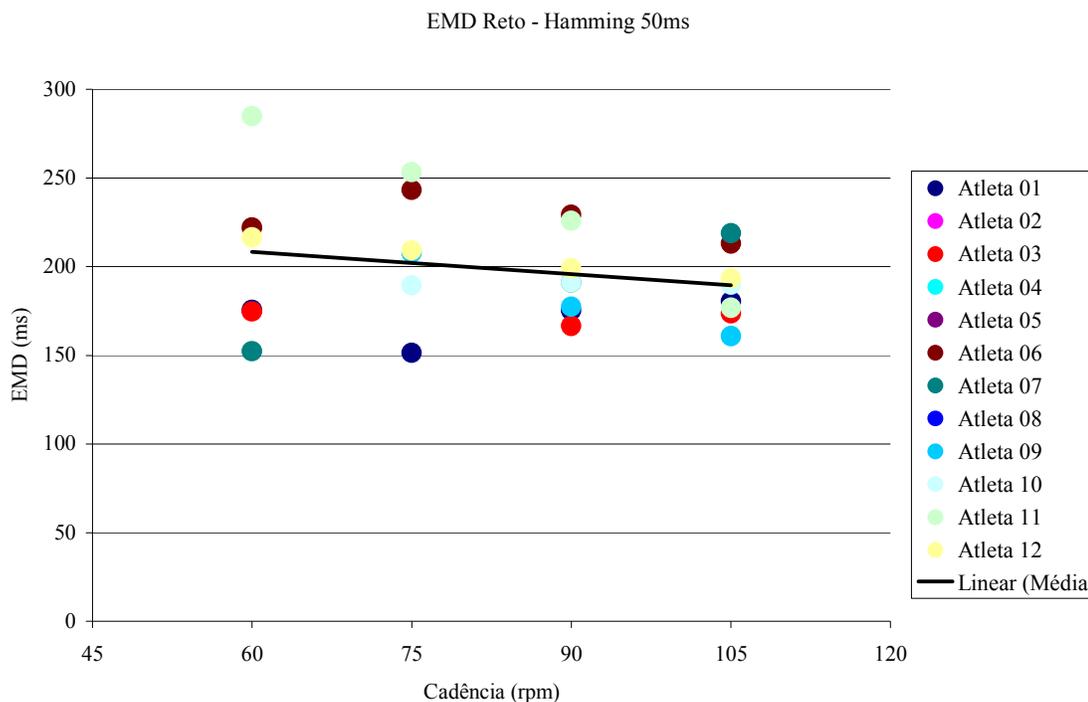


Figura 18: EMD do Reto Femoral de cada atleta utilizando o tipo de janelamento Hamming e tamanho de janela de 50ms nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.

Do mesmo modo que o glúteo para o reto femoral, o tipo de janelamento que mais foi influenciado pela variação do tamanho de janela foi o Retangular e isso em relação ao tamanho de 450ms nas cadências de 90 e 105rpm. Já para o efeito que a cadência gera nos valores de EMD este pode ser considerado constante, uma vez que diferenças não foram encontradas nos valores de EMD com o incremento da cadência. Além do comportamento dos valores de EMD outro fator que difere entre glúteo e reto refere-se às maiores magnitudes de EMD encontradas para o reto.

4.4 Processamento de Sinal EMG – Vasto Lateral

Os resultados para o vasto lateral estão apresentados nas Tabelas 8, 9 e 10 e nas Figuras 19 e 20. Cada tabela apresenta as médias, desvios padrão e nível de significância dos valores de EMD calculados através de diferentes processamentos do sinal EMG, sendo primeiramente analisado a influência do tamanho de janela, após o tipo de janelamento e por fim o incremento da cadência.

O vasto lateral seguiu o padrão encontrado anteriormente para o glúteo e reto femoral, em que o único tipo de processamento que sofreu influência do tamanho de janela foi o Retangular e esta influência também se deu nas cadências mais elevadas e principalmente em relação ao tamanho de 450ms, embora diferentemente do glúteo e do reto, houve diferença significativa entre 50-350ms na cadência de 90rpm.

Tabela 8

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Vasto Lateral com tipo de janelamento e cadência fixados.

	Retangular			Hamming			Triangular		
	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05
60rpm	50ms	130,72	20,91	130,82	20,06		130,89	20,03	
	150ms	127,29	26,48	130,38	22,89		130,29	23,12	
	250ms	118,87	27,74	128,17	25,18		127,72	25,23	
	350ms	108,73	27,98	124,69	26,32		124,19	26,05	
	450ms	96,70	27,59	120,47	26,80		119,81	26,43	
75rpm	50ms	131,07	14,89	131,38	14,15		131,36	14,19	
	150ms	125,61	19,03	130,00	16,28		129,79	16,45	
	250ms	115,39	22,66	126,69	18,24		126,29	18,34	
	350ms	102,67	26,83	122,17	20,29		121,45	20,49	
	450ms	86,06	29,40	117,01	22,08		116,12	22,29	
90rpm	50ms	133,12	16,47	e	134,00	16,08	133,93	16,13	
	150ms	126,38	17,38	e	131,35	16,75	131,12	16,80	
	250ms	115,94	18,87	e	127,40	17,29	127,01	17,28	
	350ms	96,66	29,60		122,82	17,52	122,16	17,50	
	450ms	75,21	30,21	a, b, c	117,40	17,87	116,53	17,78	
105rpm	50ms	126,92	25,50	e	122,29	22,42	127,05	25,97	
	150ms	124,71	26,86	e	126,01	25,35	126,04	25,36	
	250ms	118,94	31,90	e	124,59	26,17	124,37	26,34	
	350ms	106,32	36,83		122,48	27,44	121,22	28,90	
	450ms	70,12	39,10	a, b, c	118,48	29,71	117,63	29,56	

a = p<0.05 em relação à 50ms, b = p<0.05 em relação à 150ms, c = p<0.05 em relação à 250ms, d = p<0.05 em relação à 350ms e = p<0.05 em relação à 450ms.

Na Tabela 9 estão apresentados as médias, desvios padrão e nível de significância dos valores de EMD do vasto lateral, os fatores fixados foram: tamanho de janela e cadência, ou seja, a influência do tipo de janelamento estava a ser analisado.

Também para o vasto lateral, as diferenças ocorreram apenas no maior tamanho de janela (450ms) entre o tipo Retangular com os demais nas cadências de 90 e 105rpm, confirmando que este tipo de processamento sofre mais com as variações de tamanho de janela assim como o glúteo, e o reto.

Tabela 9

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Vasto Lateral com tamanhos de janela e cadência fixados.

		60rpm			75rpm			90rpm			105rpm		
		Média	Desvio	p<0.05									
50	retangular	130,72	20,91		131,07	14,89		133,12	16,47		126,92	25,50	
ms	hamming	130,82	20,06		131,38	14,15		134,00	16,08		122,29	22,42	
	triangular	130,89	20,03		131,36	14,19		133,93	16,13		127,05	25,97	
150	retangular	127,29	26,48		125,61	19,03		126,38	17,38		124,71	26,86	
ms	hamming	130,38	22,89		130,00	16,28		131,35	16,75		126,01	25,35	
	triangular	130,29	23,12		129,79	16,45		131,12	16,80		126,04	25,36	
250	retangular	118,87	27,74		115,39	22,66		115,94	18,87		118,94	31,90	
ms	hamming	128,17	25,18		126,69	18,24		127,40	17,29		124,59	26,17	
	triangular	127,72	25,23		126,29	18,34		127,01	17,28		124,37	26,34	
350	retangular	108,73	27,98		102,67	26,83		96,66	29,60		106,32	36,83	
ms	hamming	124,69	26,32		122,17	20,29		122,82	17,52		122,48	27,44	
	triangular	124,19	26,05		121,45	20,49		122,16	17,50		121,22	28,90	
450	retangular	96,70	27,59		86,06	29,40		75,21	30,21	a	119,81	26,43	a
ms	hamming	120,47	26,80		117,01	22,08		117,40	17,87	b	118,48	29,71	b

a = p<0.05 em relação à Retangular, b = p<0.05 em relação à Hamming, c = p<0.05 em relação à Triangular.

Na Tabela 10 estão apresentados as médias, desvios padrão e nível de significância dos valores de EMD do vasto lateral. Os fatores fixados foram: tamanho de janela e tipo de processamento. Com isso buscou-se verificar a influência do incremento da cadência nos valores de EMD. Assim como o reto femoral o vasto lateral também não variou seus valores com o incremento da cadência. (Figuras 19 e 20).

Tabela 10

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Vasto Lateral com tamanho de janela e tipo de janelamento fixados.

	Retangular			Hamming			Triangular			
	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	
50 ms	60rpm	130,72	20,91		130,82	20,06		130,89	20,03	
	75rpm	131,07	14,89		131,38	14,15		131,36	14,19	
	90rpm	133,12	16,47		134,00	16,08		133,93	16,13	
	105rpm	126,92	25,50		122,29	22,42		127,05	25,97	
150 ms	60rpm	127,29	26,48		130,38	22,89		130,29	23,12	
	75rpm	125,61	19,03		130,00	16,28		129,79	16,45	
	90rpm	126,38	17,38		131,35	16,75		131,12	16,80	
	105rpm	124,71	26,86		126,01	25,35		126,04	25,36	
250 ms	60rpm	118,87	27,74		128,17	25,18		127,72	25,23	
	75rpm	115,39	22,66		126,69	18,24		126,29	18,34	
	90rpm	115,94	18,87		127,40	17,29		127,01	17,28	
	105rpm	118,94	31,90		124,59	26,17		124,37	26,34	
350 ms	60rpm	108,73	27,98		124,69	26,32		124,19	26,05	
	75rpm	102,67	26,83		122,17	20,29		121,45	20,49	
	90rpm	96,66	29,60		122,82	17,52		122,16	17,50	
	105rpm	106,32	36,83		122,48	27,44		121,22	28,90	
450 ms	60rpm	96,70	27,59		120,47	26,80		119,81	26,43	
	75rpm	86,06	29,40		117,01	22,08		116,12	22,29	
	90rpm	75,21	30,21		117,40	17,87		116,53	17,78	
	105rpm	70,12	39,10		118,48	29,71		117,63	29,56	

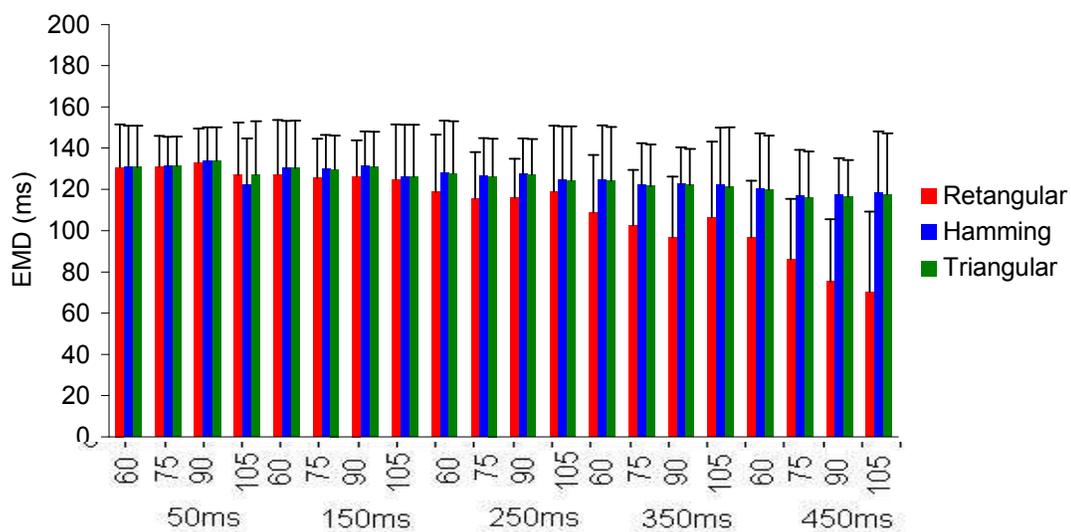


Figura 19: EMD do Vasto Lateral em diferentes tamanhos de janelas e tipos de janelamento nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm. * Para visualizar as diferenças significativas ver tabela 10.

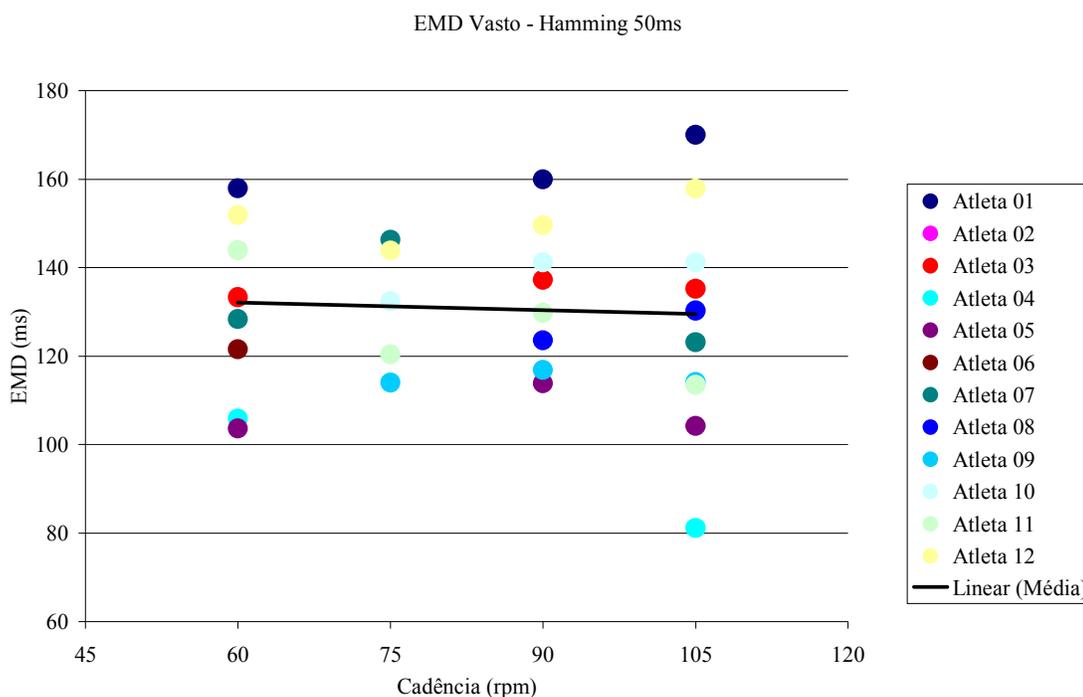


Figura 20: EMD do Vasto Lateral de cada atleta utilizando o tipo de janelamento Hamming e tamanho de janela de 50ms nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.

O vasto, assim como o glúteo e o reto femoral, teve os valores de EMD influenciados pelo tamanho de janela somente no tipo de janelamento Retangular e isso nas cadências de 90 e 105rpm. Já para o efeito que a cadência gera nos valores de EMD, este pode ser considerado constante, assim como o reto femoral.

Para os músculos reto femoral e vasto lateral, em termos de processamento de sinal, estes, assim como o glúteo, tiveram somente o tipo Retangular influenciado pela variação dos tamanhos de janela (tabelas 5, 6 e tabelas 8, 9). Os valores de EMD encontrados (144.22- 214.52ms) para o reto foram superiores aos que a literatura cita para esta musculatura (35-115ms) (Jölembeck,1997). Os valores para

o vasto (70.12-134ms) estão mais próximos dos valores encontrados na literatura (32-118ms) (Jölembeck,1997). Entretanto nenhum dos estudos analisa ciclismo e os métodos de cálculo diferem muito.

Já a análise do efeito da cadência sobre os valores de EMD, tanto de reto, quanto de vasto apresentaram um comportamento distinto ao do glúteo, sendo constante em qualquer ritmo de pedalada independente do processamento de sinal adotado (Tabelas 7 e 10 e Figuras 17 e 19). Diferenças significativas nos valores de EMD não foram encontradas para o reto femoral (Figura 17). Existe uma manutenção dos valores de EMD para o vasto, aproximando-se assim estes resultados do preconizado pela literatura (Vos et. al, 1991).

A literatura sugere uma antecipação da EMG em cadências mais elevadas (Marsh e Martin, 1995 e Neptune et. al, 1997), sendo assim, a musculatura tem seu início de atividade em comprimentos musculares diferentes. Além disso, o reto, por ser bi articular, poderia mudar seu comprimento ao longo dos diferentes ritmos, por uma postura diferente do tronco do atleta e isso poderia influenciar nos valores de EMD. Porém esta antecipação da EMG em nossos dados não foi encontrada, nem foram permitidos ajustes posturais distintos na bicicleta em diferentes cadências. Com isso aceita-se que a EMD é constante para reto e vasto como Bobbert et. al, (1986), Degraaf et. al, (1987) hipotetizaram e Li e Baum (2004) afirmam, mesmo sendo este último estudo para os músculos sóleo e tibial.

Os resultados referentes ao gastrocnêmio medial estão apresentados nas Tabelas 11, 12 e 13, em que a primeira ilustra a influência do tamanho da janela nos valores de EMD, a segunda, a influência do tipo de janelamento e a terceira, a influência do incremento da cadência. A influência que a cadência exerce sobre a EMD também está ilustrada nas Figuras 21 e 22, em que a primeira mostra todos os processamentos e a segunda apenas o processamento Hamming-50ms, porém ilustrando o comportamento dos atletas de modo individual. Cada tabela apresenta as médias, desvios padrão e nível de significância dos valores de EMD.

Tabela 11

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Gastrocnêmio Medial com tipo de janelamento e cadência fixados.

	Retangular			Hamming			Triangular		
	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05
60rpm	50ms	46,30	19,71	46,36	20,22		46,31	20,14	
	150ms	45,52	18,53	45,97	19,13		45,90	19,13	
	250ms	43,73	18,54	45,35	18,20		45,33	18,01	
	350ms	37,12	24,48	44,89	17,58		44,60	17,48	
	450ms	34,30	25,30	43,22	17,48		42,53	17,39	
75rpm	50ms	46,22	22,47	45,81	22,11		45,85	22,08	
	150ms	46,59	23,13	46,71	22,85		46,79	22,85	
	250ms	38,54	20,11	46,31	22,79		45,76	22,39	
	350ms	30,77	19,05	42,81	20,71		42,41	20,72	
	450ms	26,46	17,97	39,94	20,37		39,55	20,57	
90rpm	50ms	53,91	23,40	53,34	23,53		53,37	23,57	
	150ms	56,88	22,38	54,84	22,95		54,96	22,88	
	250ms	55,69	23,55	56,31	22,35		56,36	22,35	
	350ms	46,45	26,08	56,52	22,24		56,28	22,21	
	450ms	34,62	23,35	55,09	22,44		54,32	22,39	
105rpm	50ms	66,80	13,78	65,61	14,02		65,67	14,04	
	150ms	76,46	15,49	69,29	13,59		69,63	13,57	
	250ms	79,79	22,03	74,01	14,69		74,28	14,90	
	350ms	67,68	36,57	76,97	16,78		76,75	17,00	
	450ms	43,06	30,26	77,11	18,84		76,04	19,02	

O gastrocnêmio, dos quatro músculos analisados neste estudo, foi o único a não sofrer influência da variação do tamanho de janela nos três tipos de janelamento

(verificar também Tabela 12). Isto sugere que cada processamento age de modo distinto para cada sinal estudado, ou seja, um mesmo processamento de sinal EMG pode gerar respostas distintas para cada músculo.

Tabela 12

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Gastrocnêmio Medial com tamanhos de janela e cadência fixados.

		60rpm			75rpm			90rpm			105rpm		
		Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05
50 ms	retangular	46,30	19,71		46,22	22,47		53,91	23,40		66,80	13,78	
	hamming	46,36	20,22		45,81	22,11		53,34	23,53		65,61	14,02	
	triangular	46,31	20,14		45,85	22,08		53,37	23,57		65,67	14,04	
150 ms	retangular	45,52	18,53		46,59	23,13		56,88	22,38		76,46	15,49	
	hamming	45,97	19,13		46,71	22,85		54,84	22,95		69,29	13,59	
	triangular	45,90	19,13		46,79	22,85		54,96	22,88		69,63	13,57	
250 ms	retangular	43,73	18,54		38,54	20,11		55,69	23,55		79,79	22,03	
	hamming	45,35	18,20		46,31	22,79		56,31	22,35		74,01	14,69	
	triangular	45,33	18,01		45,76	22,39		56,36	22,35		74,28	14,90	
350 ms	retangular	37,12	24,48		30,77	19,05		46,45	26,08		67,68	36,57	
	hamming	44,89	17,58		42,81	20,71		56,52	22,24		76,97	16,78	
	triangular	44,60	17,48		42,41	20,72		56,28	22,21		76,75	17,00	
450 ms	retangular	34,30	25,30		26,46	17,97		34,62	23,35		42,53	17,39	
	hamming	43,22	17,48		39,94	20,37		55,09	22,44		77,11	18,84	
	triangular	42,53	17,39		39,55	20,57		54,32	22,39		76,04	19,02	

Para o gastrocnêmio medial não foram encontradas diferenças entre os tipos de janelamento. Isto se justifica pelos coeficientes de variação serem superiores às demais musculaturas. Estes maiores coeficientes sugerem que existe uma maior heterogeneidade no padrão de ativação muscular do gastrocnêmio comparado aos demais músculos analisados, uma vez que os valores de EMD são calculados de acordo com a correlação entre todos os pontos das curvas de EMG e força, e a força é a mesma, ou seja, força resultante sobre o pedal. Entretanto, mesmo não tendo sido encontradas diferenças entre os diferentes processamentos no gastrocnêmio, existe uma tendência do tipo Retangular gerar maiores alterações nos valores de EMD em tamanhos de janela maiores, ou seja, diminuindo os valores de EMD bruscamente no processamento de 450ms.

Na Tabela 13 estão apresentados as médias, desvios padrão e nível de significância dos valores de EMD do gastrocnêmio, tendo sido fixados os fatores tamanhos de janela e tipo de processamento, para assim verificar a influência do incremento da cadência.

Tabela 13

Média e Desvios Padrão dos valores de EMD (ms) para o Gastrocnêmio Medial com tamanho de janela e tipo de janelamento fixados.

	Retangular			Hamming			Triangular		
	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05	Média	Desvio	p<0.05
50 ms	60rpm	46,30	19,71	46,36	20,22		46,31	20,14	
	75rpm	46,22	22,47	45,81	22,11		45,85	22,08	
	90rpm	53,91	23,40	53,34	23,53		53,37	23,57	
	105rpm	66,80	13,78	65,61	14,02		65,67	14,04	
150 ms	60rpm	45,52	18,53	45,97	19,13		45,90	19,13	
	75rpm	46,59	23,13	46,71	22,85		46,79	22,85	
	90rpm	56,88	22,38	54,84	22,95		54,96	22,88	
	105rpm	76,46	15,49	69,29	13,59		69,63	13,57	
250 ms	60rpm	43,73	18,54	45,35	18,20		45,33	18,01	
	75rpm	38,54	20,11	46,31	22,79		45,76	22,39	
	90rpm	55,69	23,55	56,31	22,35		56,36	22,35	
	105rpm	79,79	22,03	74,01	14,69		74,28	14,90	
350 ms	60rpm	37,12	24,48	44,89	17,58		44,60	17,48	
	75rpm	30,77	19,05	42,81	20,71	d	42,41	20,72	d
	90rpm	46,45	26,08	56,52	22,24		56,28	22,21	
	105rpm	67,68	36,57	76,97	16,78	b, c	76,75	17,00	b, c
450 ms	60rpm	34,30	25,30	43,22	17,48	d	42,53	17,39	d
	75rpm	26,46	17,97	39,94	20,37	d	39,55	20,57	d
	90rpm	34,62	23,35	55,09	22,44		54,32	22,39	
	105rpm	43,06	30,26	77,11	18,84	a,b	76,04	19,02	a,b

a = p<0.05 em relação à 60rpm, b = p<0.05 em relação à 75rpm, c = p<0.05 em relação à 90rpm, d = p<0.05 em relação à 105rpm.

No gastrocnêmio medial, as diferenças encontradas na EMD com o incremento da cadência não se deu em todos os tamanhos de janela, ocorrendo portanto no tipo Retangular-250ms entre os pares 60-105rpm, 75-105rpm, sendo a de 105rpm mais elevada. Já nos processamentos Hamming e Triangular as

diferenças se deram nos tamanhos de janela de 350ms entre os pares 75-105rpm e 450ms entre os pares 60-105rpm, 75-105rpm. De modo geral a influência da cadência pode ser observada nas Figuras 21 (todos os processamentos) e 22 (processamento Hamming-50ms – dados de cada atleta).

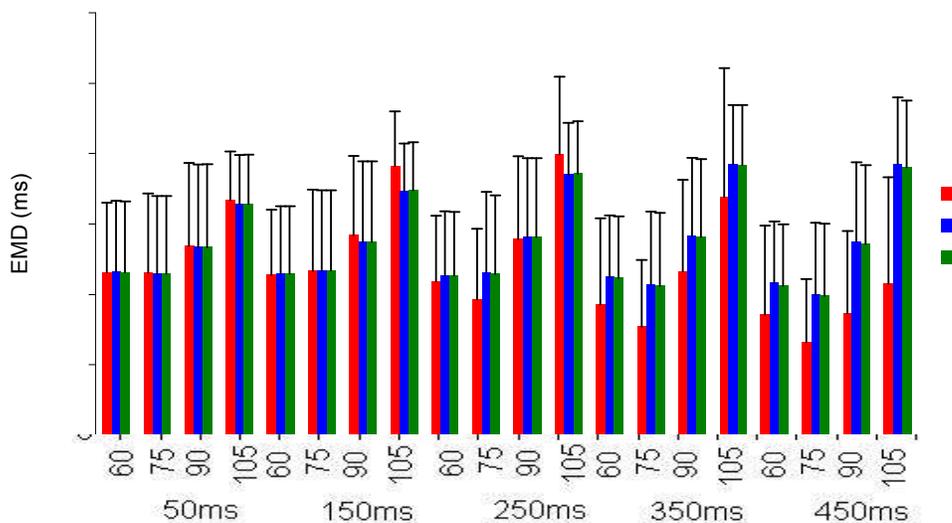


Figura 21: EMD do Gastrocnêmio Medial em diferentes tamanhos de janelas e tipos de janelamento nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm. * *Para visualizar as diferenças significativas ver tabela 13*

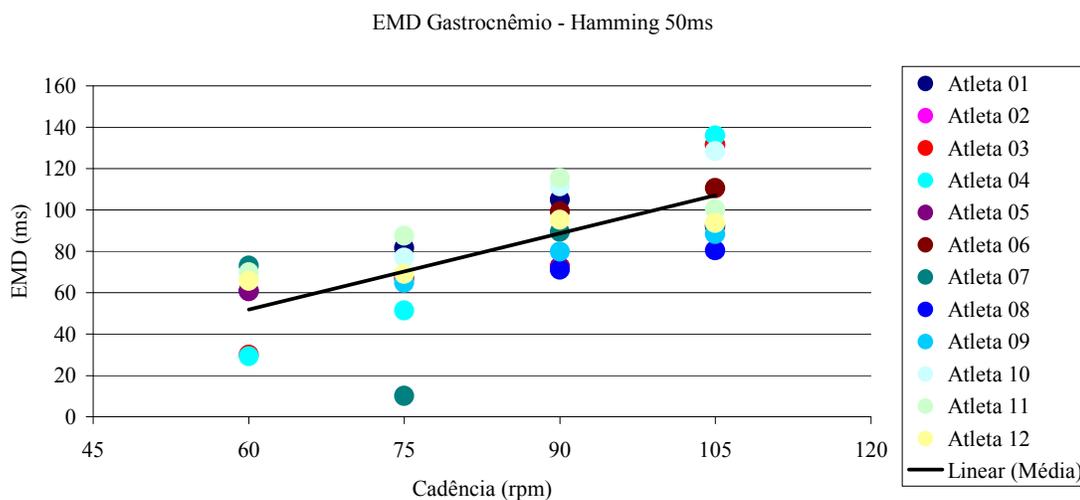


Figura 22: EMD do Gastrocnêmio de cada atleta utilizando o tipo de janelamento Hamming e tamanho de janela de 50ms nas cadências de 60, 75, 90 e 105rpm.

O gastrocnêmio não apresentou diferenças entre os processamentos, embora uma tendência exista assim como o glúteo, reto e vasto de que os valores de EMD são influenciados em tamanhos de janela grandes no tipo de janelamento Retangular. Já para o efeito que a cadência gera nos valores de EMD, para esta musculatura depende do processamento utilizado, mas de modo geral em tamanhos de janelas inferiores a 250ms este pode ser considerado constante, assim como o reto femoral e vasto lateral.

Já a análise do efeito da cadência sobre os valores de EMD, tanto de reto, quanto de vasto apresentaram um comportamento distinto ao do glúteo, sendo constante em qualquer ritmo de pedalada independente do processamento de sinal adotado (Tabelas 7 e 10 e Figuras 17 e 19). Diferenças significativas não foram encontradas com o incremento da cadência, mas é clara a tendência de diminuição dos valores de EMD em ritmos mais elevados para o reto femoral (Figura 17), e a manutenção dos valores para o vasto, aproximando-se assim estes resultados do preconizado pela literatura (Vos et. al, 1991).

Os valores de EMD encontrados nesta dissertação variaram de 26,46ms para o gastrocnêmio no processamento Retangular-350ms em 75rpm a 214,52 para o reto femoral no processamento Hamming-150ms em 60rpm. Esta variabilidade nos valores mostra os diferentes comportamentos e estratégias de ativação muscular entre as musculaturas e a influência dos diferentes processamentos de sinais. Estes atrasos entre as curvas de EMG e força em graus no ciclo de pedalada corresponde à aproximadamente 12 graus para o menor valor de EMD e 77 graus aproximadamente para o maior valor. Isso significa que não considerar a EMD pode

inferir em associações incorretas entre as curvas de EMG e força, ou seja, associar com a força uma ativação da fase de recuperação a fase de propulsão e vice-versa.

CAPÍTULO V – CONCLUSÕES

O processamento do sinal eletromiográfico influencia o cálculo da defasagem eletromecânica na situação cíclica de pedalar, onde as variáveis tamanho de janela, tipo de janelamento e músculo analisado são decisivas no resultado obtido.

Para os músculos glúteo máximo, reto femoral e vasto lateral o janelamento tipo Retangular foi o que sofreu maior influência dos tamanhos de janela, diminuindo os valores de EMD em tamanhos de janelas maiores. Isso decorre devido à descaracterização do sinal EMG neste tipo de processamento nos maiores tamanhos de janelas. Já o gastrocnêmio medial não foi afetado pelo tipo de processamento. Entre os tipos Hamming e Triangular não houve diferenças em nenhuma situação.

Os valores de EMD ficaram, de modo geral, superestimados quando comparados com a literatura. Entretanto para nenhum dos músculos analisados neste estudo foram encontrados cálculos de EMD no ciclismo, independente do método de cálculo e tipo de processamento, de modo que as comparações devem ser feitas com cautela.

Além do processamento, a EMD no ciclismo pode ser influenciada pelo modelo de cálculo utilizado.

O cálculo da EMD através do proposto por Li e Baum (2004) assume dois pressupostos que não se confirmaram plenamente neste estudo. O primeiro pressuposto é que a localização do pico de força resultante não muda com o incremento da cadência. Nesta dissertação este pressuposto foi rejeitado, uma vez que diferenças entre os pares 60-105rpm, 75-105rpm foram encontradas. O segundo pressuposto é de que a EMD é constante, isto não se confirma para todos os músculos analisados, porém dependendo do processamento de sinal isto pode ser evidenciado.

Em relação à antecipação dos picos de EMG, à medida que a cadência é incrementada (Marsch e Martin, 1994 e Neptune et. al, 1997), não foram encontradas diferenças significativas que indicassem a antecipação do pico EMG em nenhum músculo com o processamento de sinal escolhido (Hamming-250ms). Isso poderia rejeitar a hipótese da ativação dinâmica, entretanto as diferenças entre os processamentos utilizados nestes e estudos e a não testagem da influência do processamento de sinal sobre os picos EMG neste estudo têm de ser consideradas.

A influência do incremento da cadência sobre os valores de EMD calculados a partir do modelo de correlação cruzada (Vint et. al, 2000), que não assume pressupostos, difere entre os músculos. De modo geral um padrão crescente (quanto maior a cadência maior a EMD) foi encontrado para o glúteo máximo e

gastrocnêmio medial, enquanto que reto femoral e vasto lateral não tiveram os valores de EMD alterados pelas cadências.

CAPÍTULO VI – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDREWS J.G. Biomechanical analysis of human motion. **Kinesiology**. v.IV, p.32-42, 1974.

ARABADZIHIEV, T. I., DIMITROV, G. V., DIMITROVA, N. A. The cross-correlation and phase-difference methods are not equivalent under noninvasive estimation of motor unit propagation velocity. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 14: 295-305, 2004.

BELL, D.G. & JACOBS, I. Electro-mechanical response times and rate of force development in males and females, **Med. Sci. Sports Exerc.** 15: 31-36, 1986.

BROMAN, Holger; BILOTTO, Gerardo e DE LUCA, Carlos J. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. **Eur. J. Appl. Physiol.** 58:5 1428–1437, 1985.

BAUM, B.S., LI,L. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. **J Electromyogr Kinesiol.** v.13 p.181-190, 2003.

CALDWELL, G. E LI L. How strongly is muscle activity associated with joint moments.

Motor Control 4:52-29, 2000.

CANDOTTI, Ct. Características biomecânicas e fisiológicas da técnica de pedalada de ciclistas e triatletas. **Tese de Doutorado apresentada ao PPGCMH – ESEF/UFRGS**, 2004.

CAVANAGH, P.R. & KOMI , P.V. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions, **Eur. J. Appl. Physiol.** 42: 59–163, 1979.

CORREIA, PP; SANTOS, PM-H & VELOSO, A. Electromiografia: fundamentação fisiológica, métodos de recolha e processamento, aplicações cinesiológicas. **Faculdade de Motricidade Humana**, Lisboa, 1993.

DENADAI, Bs. Limiar anaeróbico: considerações fisiológicas e metodológicas. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v.1 n2 p.74-88, 1995.

GABRIEL, D. A. e BOUCHER, J. P. Effects of repetitive contractions upon electromechanical delay. **Eur. J. Appl. Physiol.** 79: 37-40, 1998.

GRABINER, M. Bioelectric characteristics of the electromechanical delay preceding concentric contraction. **Med. Sci. Sports Exerc.** 18:37-43, 1986.

GRABINER, M. e JAQUE, V. Activation patterns of triceps braquii muscle during sub maxiaml elbow extension. **Med. Sci. Sports Exerc.**, 19:6. 616-620, 1987.

GRANATA, P.K., IKEDA, A.J., ABEL, M.F. Electromechanical Delay and reflex response in spastic cerecral palsy. **Arch Phys Med Rehabil.** 81, July 888-894, 2000.

HAYES, K.C., Supraspinal and spinal process involved in the initiation of fast movemsnets. In: Landers D.M., Crhistina, R.W. **Psycology of motor behaviour and sport. Human Kinectics.** Champaign: 91-105, 1977.

ISABELLE, M., CHANTAL, Q. B. S. P. Electromechanical assessment of ankle stability. **Eur. J. Appl. Physiol.** 88:558-564, 2003.

JÖLLENBECK, T.: Electromechanical Delay of the Hamstrings and its Significance for the Analysis and Optimisation of Sprint Running. In: **Sport Kinetics**, Magdeburg, in Druck, 1997.

LI & BAUM, B. S. Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at diferent pedaling frequencies, **Electromyogr. Kinesiol.** 14: 647–652, 2004.

MARSCH, A.. P. & MARTIN, P. E. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. **Med. Sci. Sports Exerc.** 27:217-225, 1995.

MCLEAN L., CHISLETT M., KEITH M., MURPHY M., WALTON P. The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. **J Electromyogr Kinesiol.** 13(2):169-80, 2003.

MERLETTI R, DI TORINO. Standards for reporting EMG data. **J Electromyography and Kinesiol.** v. 9, n.1, pp. 3-4, 1999.

MORITANI, T., SHIBATA, M. Prt eletromiographic silent period and ∞ motoneuron excitability. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 4: 27-36, 1994.

MURAOKA, T. MURAMATSU, T. FKUNAGA, T. KANEHISA, H. Influence of tendon slack on eletromechanical delay in the human medial gastrocnemius in vivo. **J Appl Physiol.** 96: 540-544, 2004.

NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, S.A.; HULL, M.L. The e.ect of pedaling rate on coordination in cycling, **J. Biomech.** 30: 1051–1058, 1997.

NORMAN, R. W., & P. V. KOMI. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. **Acta Physiol. Scand.** 106:241-248, 1979.

ODA, S. MORITANI, T. Cross correlation study on the bilateral differences in fatigue during sustained maximal voluntary contraction. **Eur. J. Appl. Physio**, 70: 305-310, 1996.

RIBEIRO JP. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício. Aspectos fisiológicos e metodológicos. **Arq Bras Cardiol.** v.64, n.2, 1995.

ROCHA, E. K., BONEZI, A., MOLEND, D., SOARES, D. P., CANDOTTI, C. T., LOSS, J. F. Local do pico de força sobre o pedal em diferentes cadências para o cálculo de defasagem eletromecânica. **Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2005.

TOMMASO D., CONFORTO, S. Extraction of the envelope from surface EMG signals. **Ieee Engineering In Medicine and Biology.** Nov/Dez: 55-61, 2001.

VIITASALO, J.T & KOMI, P.V. Inter-relationships between electromyographic, mechanical, muscle structure and reflex time measurements in man, **Acta Physiol. Scand.** 111: 97-103, 1981.

VINT, P.F.; MC LEAN, S.P.; HARRON, G.M. Electromechanical delay in isometric actions initiated from nonresting levels, **Med. Sci. Sports Exerc.** 33: 978–983, 2000.

VOS. E. J., M. G. MULLENDER, & G. J. VAN INGEN SCHENAU. Electromechanical delay in the vastus lateralis muscle during dynamic isometric contractions. **Eur. J. Appl. Physiol.** 60:467-471, 1990.

VOS, E.; HARLAAR, J.; SCHENAU, G.V.I. Electromechanical delay during knee extensor contractions, **Med. Sci. Sports Exerc.** 23: 1187–1193, 1991.

WINTER, E.M. e BROKES, B. Electromechanical reponse time and muscle elasticity in men and woman. **Eur. J. Appl. Physio**, 63: 124-128, 1991.

ZHOU S., Acute effect of repeated maximal isometric contraction on electromechanical delay of kbee extensor muscle. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 6:2, 117–127, 1996.

ZHOU S, LAWSON DL, MORRISON WE, FAIRWEATHER I: Electomechanical delay in isometric muscle contractions evoked by voluntary, reflex and electrical stimulation. **Eur J Appl Phy** - 70:138-145, 1995.

ANEXO I

Termo de Consentimento Informado

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre a *performance* do ciclismo, o qual pretende investigar as implicações da técnica da pedalada na economia de movimento de triatletas e ciclistas. Neste sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, sua participação neste estudo.

Objetivo do Estudo:

Estudar a associação (1) da aplicação de força no pedal, (2) da frequência de giro e (3) dos padrões de ativação muscular dos membros inferiores com (4) a economia de movimento da pedalada executada por triatletas, ciclistas e não-atletas, visando à busca de informações que possam ser utilizadas no ensino, bem como no monitoramento do treinamento de atletas no ciclismo e no *triathlon*.

Procedimentos:

- Participar de uma avaliação do consumo máximo de oxigênio (VO_2), realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS, em que você deverá pedalar em uma bicicleta ergométrica, no seu próprio ritmo, até a exaustão ou até o VO_2 atingir um platô. A partir desse teste, será calculado o seu limiar ventilatório, que será utilizado na próxima avaliação.

- Participar de uma avaliação do padrão de pedalada, em que você irá pedalar em três ritmos (60, 80, 100 rpm), no seu próprio limiar ventilatório. Durante esse teste, estarão sendo coletados (a) dados de forças no pedal, (b) dados de eletromiografia dos músculos do membro inferior direito (glúteo máximo, vasto lateral, bíceps femoral, reto femoral, gastrocnêmio lateral, tibial anterior) e (c) o consumo de oxigênio. Essa avaliação também será realizada no Laboratório de Pesquisa em Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS.
- As avaliações serão realizadas com o intervalo de uma semana entre elas.

Riscos e Benefícios do Estudo:

Primeiro: Nenhuma das etapas da avaliação oferece nenhum risco à sua saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras.

Segundo: Cada indivíduo receberá um relatório com os resultados de suas avaliações, que poderá beneficiar os atletas em seus treinos.

Terceiro: Este estudo poderá contribuir no entendimento científico dos problemas relacionados com a técnica da pedalada de ciclistas e triatletas.

Confidencialidade:

Ficará resguardado ao pesquisador responsável o uso das informações recolhidas, as quais ficarão protegidas de revelação não-autorizada.

Os treinadores e técnicos dos atletas envolvidos receberão um relatório das avaliações realizadas.

Voluntariedade:

A recusa do indivíduo em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do indivíduo participante.

Novas informações:

A qualquer momento, os indivíduos e os treinadores e/ou técnicos poderão requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, mediante contato com o pesquisador.

Os treinadores e/ou técnicos poderão acompanhar a realização das avaliações assim preferirem.

Contatos e Questões:

Prof. Cláudia Tarragô Candotti

Fone: (51) 3316-5858 / 5859 / 5817

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano.

Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico

90690-200 Porto Alegre – RS

Declaração de Consentimento

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo, concordo em participar livremente do presente estudo.

Assinatura _____ Data _____