



DETECÇÃO DE INÍCIO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR NO ELETROMIOGRAMA
COM O OPERADOR TEAGER-KAISER

Sibele Bruno Soares dos Santos

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Jurandir Nadal

Rio de Janeiro
Agosto de 2011

DETECÇÃO DE INÍCIO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR NO ELETROMIOGRAMA
COM O OPERADOR TEAGER-KAISER

Sibele Bruno Soares dos Santos

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá, D.Sc.

Profa. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Ph.D.

Rio de Janeiro
Agosto de 2011

Santos, Sibeles Bruno Soares dos

Detecção de Início de Ativação Muscular no Eletromiograma com o Operador Teager-Kaiser / Sibeles Bruno Soares dos Santos. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

IX, 68 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Jurandir Nadal

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2011.

Referências Bibliográficas: p. 61-68.

1. Detecção de Início de Ativação Muscular. 2. Função de Correlação Cruzada. 3. Operador de Energia Teager-Kaiser. Nadal, Jurandir II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

*"A mente que se abre a uma nova
idéia nunca mais volta ao seu tamanho
original." – (Albert Einstein)*

Agradecimentos

A Deus, fonte de sabedoria suprema e de amor incondicional.

Ao meu filhinho Francisco, por me mostrar o que é o amor num nível inexplicável.

Ao professor Jurandir Nadal, pela orientação a este trabalho e pelo apoio em momentos importantes da minha jornada.

Ao meu pai, minha mãe e Elton, verdadeiros alicerces, pelo amparo incondicional e torcida constante na concretização deste trabalho.

Ao estimado Cyro Maciel, pelo interesse vibrante em meu progresso e pela força.

Aos meus irmãos e familiares, por trazerem tantas alegrias à minha vida.

Aos amigos Katia Kelvis, Carlos Lozano, Renata, Mariana, Rodrigo Basto, Katiany Madureira e Marcela Thomaz pela amizade verdadeira e por me acolherem em ocasiões cruciais da minha história. À amiga Mayra pelo carinho.

Aos companheiros do LAPIS, pelo auxílio mútuo. Ao Paulão, Glauber e Danilo, pela amizade e ajuda. Às colegas de turma, pela confiança depositada. Aos vários amigos do PEB, pelo companheirismo e alegrias. Aos amigos Francisco, Nárrima, Fernanda Catelani, Gisele Silva e Danielle Polato pelos momentos vividos.

Aos professores do PEB por viabilizarem minha formação. Ao professor Márcio Nogueira pelo incentivo e interesse constantes. À professora Rosimary Almeida, pela presteza. Ao professor Antônio Maurício, presente à banca examinadora na defesa.

Aos professores Maurício Cagy e Arthur Ferreira pelos momentos de apoio.

À professora Luci Fuscaldi pela confiança depositada, ao ceder os sinais de EMG, e por estar presente à banca examinadora. A Ana Cristina Sakamoto pela contribuição inestimável na coleta dos dados.

Aos voluntários da pesquisa, pela colaboração.

Aos funcionários do PEB, pelo pronto auxílio.

A CAPES pelo incentivo à pesquisa e pela bolsa de estudos a mim concedida.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

DETECÇÃO DE INÍCIO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR NO ELETROMIOGRAMA COM
O OPERADOR TEAGER-KAISER

Sibele Bruno Soares dos Santos

Agosto/2011

Orientador: Jurandir Nadal

Programa: Engenharia Biomédica

O uso da eletromiografia (EMG) para estudar padrões de ativação muscular requer métodos robustos para detectar com precisão o início da atividade mioelétrica. Este estudo teve como objetivo o desenvolvimento de um algoritmo para a detecção acurada do início da ativação de EMG de superfície. Foi avaliado o efeito da aplicação do operador de energia Teager-Kaiser (TK) aos dados de EMG na detecção do início e estimada a função de correlação cruzada normalizada (FCC) para encontrar o tempo de atraso entre os sinais de EMG dos músculos glúteo máximo, semitendíneo e eretores da coluna durante a extensão do quadril com o joelho estendido, em decúbito ventral. Dados de EMG dos quatro diferentes músculos de 31 indivíduos, apresentando diferentes razões sinais ruído (SNR) foram analisados. O desempenho do detector foi avaliado pela latência entre o início do movimento e o início de ativação muscular. O TK melhorou a detecção de início independente SNR dos sinais. Os resultados da FCC sugerem que a correlação cruzada pode ser útil para avaliar atraso entre picos de ativação, mas não para o atraso entre inícios de ativação muscular. TK e FCC teriam ampla aplicação em estudos biomecânicos com EMG, especialmente para maior confiabilidade de ativação muscular em situações em que são investigadas ações antecipatórias ou a ordem de recrutamento muscular durante análises de movimento.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

DETECTING THE MUSCLE ACTIVATION ONSET IN THE ELECTROMYOGRAM
WITH THE TEAGER-KAISER OPERATOR

Sibele Bruno Soares dos Santos

August/2011

Advisor: Jurandir Nadal

Department: Biomedical Engineering

The use of electromyographic (EMG) activity to study muscle activation patterns requires robust methods to accurately detect EMG onset. This study aimed at developing an accurate algorithm for surface EMG activation detection algorithm for improved numerical definition of initiation of muscle activity. We evaluated the effect of applying the Teager-Kaiser (TK) Energy Operator to EMG data for the detection of its onset and we estimated the normalized cross-correlation function (CCF) to find the time delay between EMG signals from gluteus maximus, semitendinosus and erector spinae muscles during prone hip extension with knee extension. EMG data from four different muscles from 31 subjects, presenting different signal to noise ratio (SNR) were analyzed. The detector performance was assessed by the latency between the beginning of movement and the beginning of muscle activation. TK improved the onset detection independent of SNR. CCF results suggest that cross-correlation may be useful for evaluating delay in activation peaks, but not for delay in muscular activation beginnings. TK and the CCF would have wide application in biomechanical studies with EMG, especially for higher reliability of muscle activation in situations in which are investigated anticipatory actions or the order of muscle recruitment during motion analysis.

Sumário

Capítulo 1. Introdução	1
1.1. Objetivo geral	2
1.2. Objetivos específicos	2
Capítulo 2. Fisiologia, Aquisição e Técnicas de Extração de Informação Temporal do Sinal Eletromiográfico	4
2.1. Potencial de ação da unidade motora	4
2.2. Extinção do potencial de ação intracelular	7
2.3. Diâmetro da fibra muscular	7
2.4. Volume condutor	7
2.5. Eletrodo	7
2.6. Crosstalk	9
2.7. Ruídos e artefatos do sinal	10
2.8. Amostragem digital	10
2.9. Considerações para conversão analógico digital	12
2.10. Filtro passa-bandas	13
2.11. Estimativa de amplitude do EMG	16
2.12. Retificação	16
2.13. Média do sinal retificado	17
2.14. Integração	18
2.15. Valor RMS (<i>root mean square</i>) ou Valor Eficaz	19
2.16. “Zero Crossing” e “Turns Counting”	20
2.17. Medidas de Desempenho do Estimador de Amplitude	20
2.18. Normalização do EMG	20
Capítulo 3. Detecção do Início de Ativação Muscular em EMG.....	22
3.1. Início da resposta temporal eletromiográfica	22
3.2. Detecção do início	22
3.3. Métodos automáticos objetivos	23
3.5. Função de correlação cruzada	28
Capítulo 4. Materiais e Métodos	34
4.2. Delineamento	34
4.3. Amostra	34
4.4. Instrumentação	34
4.5. Procedimentos	35

4.6.	Colocação dos eletrodos	35
4.7.	Teste do sinal coletado.....	36
4.8.	Contração máxima voluntária	36
4.9.	Movimento realizado	36
4.10.	Pré-processamento do sinal.....	36
4.11.	Algoritmo.....	39
4.12.	Latência	41
4.13.	Razão sinal-ruído	41
4.14.	Função de correlação cruzada.....	41
4.15.	Análise dos resultados e estatística	42
Capítulo 5.	Resultados	43
Capítulo 6.	Discussão	51
Capítulo 7.	Conclusões	60
	Referências	61

Capítulo 1. Introdução

Estudos sobre coordenação muscular com sinais de eletromiografia (EMG) geralmente utilizam valores de início de ativação muscular e informações sobre a amplitude temporal ou de frequência para obtenção de parâmetros de padrões de ativação muscular (HUG, 2011). Por exemplo, na análise da atividade de vários músculos durante o ciclo de marcha (HORTOBÁGYI *et al.*, 2009), durante um movimento articular específico (HUG e DOREL, 2009; MADELEINE *et al.*, 2008), ou no controle de próteses de membros superiores (NIELSEN *et al.*, 2009). A detecção do início é importante para determinação do recrutamento muscular em indivíduos saudáveis e patológicos. Como exemplos, alterações na exata ordem de recrutamento muscular estão presentes na lombalgia (MCGILL *et al.*, 2003; HODGES e RICHARDSON, 1996), entorse do tornozelo (BULLOCK-SAXTON *et al.*, 1994) síndrome do impacto do ombro (KIBLER *et al.* 2008; COOLS *et al.*, 2003; WADSWORTH e BULLOCK-SAXTON, 1997, síndrome patelo-femoral do joelho (CAVAZUTTI *et al.*, 2010); entre outros.

Infelizmente, não há um “padrão ouro” para detecção do início de atividade muscular em EMG, o qual possa servir de referência de desempenho. Há estudos de avaliação de parâmetros temporais de EMG que nem sequer reportam os métodos utilizados para identificação de um evento mioelétrico (BOUISSET e ZATTARA, 1981; ODDSSON e THORSTENSSON, 1987). Os métodos mais comumente reportados são a inspeção visual por um observador treinado e o método automático objetivo. A inspeção visual por um observador treinado (KIBLER *et al.*, 2008) é dependente de habilidade e experiência, tem baixa reprodutibilidade, envolve critérios subjetivos e o seu uso consome muito tempo, sendo, portanto, utilizável apenas para avaliação de números moderados de tentativas individuais.

O método automático objetivo é mais fidedigno com respeito à reprodutibilidade dos eventos detectáveis. Métodos computacionais foram criados para a identificação do início da resposta mioelétrica no tempo (MERLO *et al.*, 2003; ALLISON, 2003; STAUDE e WOLF, 1999; VAN BOXTEL *et al.*, 1993). Vários algoritmos (MOREY-KLAPSING *et al.*, 2004; ABBINK *et al.*, 1998; HODGES e BUI, 1996; MICERA *et al.*, 1998) têm como semelhança detectar a primeira janela móvel cuja média de valores encontra-se acima de um limiar. O início da resposta eletromiográfica temporal é definido como o primeiro instante quando o sinal medido ultrapassa um limiar prefixado (STAUDE e WOLF, 1999).

O limiar a ser encontrado pela janela móvel seria determinado em desvios-padrões (DP) (KIBLER *et al.*, 2008; LI *et al.*, 2007; HODGES e BUI, 1996) ou em um percentual (JOHANSON e RADTKA, 2006; COOLS *et al.*, 2003) do sinal de EMG quando o músculo estaria relaxado durante a linha de base inicial. Na literatura, os valores encontrados para o limiar de detecção do início da atividade elétrica muscular são de dois ou três desvios padrão (DP) acima da linha de base. Contudo, o sinal de EMG apresenta regiões de ruídos durante a linha de base caracterizadas por seu valor médio maior do que três DP e o aumento do limiar induziria ao erro de atraso temporal na detecção do início da atividade muscular.

A maioria dos algoritmos de detecção de início tem resultados melhores se os sinais têm uma alta razão sinal ruído ou *signal to noise ratio* (SNR) e rápidas taxas de crescimento de amplitude (ALLISON, 2003). Claramente, sinais contaminados com eletrocardiograma ou artefatos de contato antes da ativação muscular irão aumentar o limiar de detecção do início de um algoritmo.

Recentemente o operador de energia Teager-Kaiser (TK) foi empregado para aumentar acurácia da detecção do início da resposta mioelétrica no tempo. A saída do TK é proporcional ao produto da amplitude e frequência instantâneas do sinal de entrada e enfatiza a transição de amplitude observada no início de ativação do sinal EMG. O emprego do operador de energia TK permitiria melhorar a detecção de início da ativação muscular em sinais de baixa SNR (LI *et al.*, 2007; LI e ARUIN, 2005).

A função de correlação cruzada (FCC) tem sido utilizada para cálculo de atraso entre início de ativação de pares de músculos, ou seja, diferença entre o início da ativação (MADILL *et al.*, 2009; DOREL *et al.*, 2008; KEOGH *et al.*, 2006), uma vez que a posição do pico da função reflete este atraso (LYNN, 1974; PANERAI *et al.*, 1999). Contudo, não foram encontrados estudos que comparassem os métodos de detecção de início tradicionais com os resultados de atraso obtidos com a FCC.

1.1. Objetivo geral

Criação de algoritmo capaz de identificar objetivamente o início de ativação muscular.

1.2. Objetivos específicos

- Comparar valores de início de ativação muscular com e sem aplicação do operador de energia TK;

- Comparar valores de diferenças de início entre músculos com e sem aplicação do TK, e atrasos entre músculos com aplicação da FCC.

Capítulo 2. Fisiologia, Aquisição e Técnicas de Extração de Informação Temporal do Sinal Eletromiográfico

O sinal de EMG representa a curva gerada por fluxos iônicos através das membranas das fibras musculares que se propagam pelos tecidos até a superfície de detecção de um eletrodo (DE LUCA, 2006; MERLETTI e PARKER, 2004).

2.1. Potencial de ação da unidade motora

A unidade motora (UM) é a unidade funcional básica do processo de contração muscular (DE LUCA, 2006). Uma UM consiste num motoneurônio alfa e as fibras musculares por ele inervadas. Os motoneurônios alfa são células nervosas situadas na medula espinhal com longos prolongamentos, chamados axônios, que atingem o músculo esquelético na junção neuromuscular. Neste local, cada braço de axônio conecta-se com fibras musculares nas suas placas motoras, regiões especializadas da membrana plasmática usualmente localizadas na porção média das fibras (Figura 2-1). Um músculo pode ser composto de dúzias a milhares de UMs (GUYTON, 2006; KANDEL *et al.*, 2000).

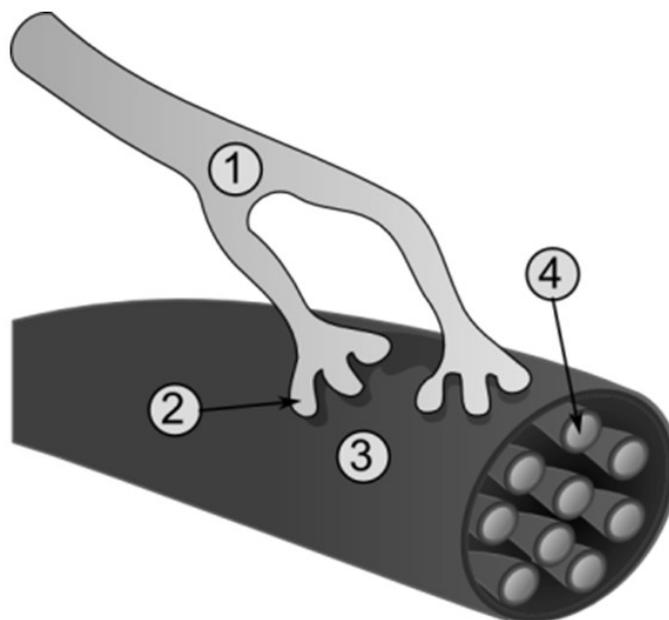


Figura 2-1. A junção neuromuscular. (1) porção terminal do axônio; (2) placa motora; (3) fibra muscular; (4) miofibrila

A membrana da fibra muscular tem permeabilidade dinâmica voltagem-dependente a três íons principais: Na^+ , K^+ e Cl^- . O potencial de membrana de repouso na célula muscular é de 70/90 mV, sendo negativo dentro da célula em relação ao meio extracelular. A manutenção deste potencial depende de bombas de sódio-potássio, que atuam contra a gradiente de concentração de íons fluindo através da membrana (GUYTON, 2006; KANDEL *et al.*, 2000).

A contração muscular pode ser iniciada por uma mudança química de condutância ao Na^+ (pela liberação da neurotransmissora acetilcolina) ou aplicação externa de corrente elétrica (eletroestimulação muscular). O impulso elétrico que é propagado no motoneurônio chega ao seu terminal e causa a emissão de acetilcolina na fenda sináptica entre o terminal nervoso e a membrana da fibra muscular, que excita esta membrana na sua junção neuromuscular. Ocorre um fenômeno transiente de tensão elétrica na membrana celular. Ao ser atingido um limiar excitatório, a membrana aumenta sua permeabilidade à entrada de Na^+ na célula, seguida da entrada de K^+ . Neste caso, um potencial de membrana é gerado. Este fenômeno é chamado de potencial de ação, semelhante a um “impulso” no circuito elétrico. Uma densidade de corrente interna (zona de despolarização) corresponde a essa mudança de potencial. A zona de despolarização propaga-se ao longo da fibra muscular desde as junções neuromusculares até suas extremidades. A propagação do potencial de ação intracelular causa uma corrente transmembrana iônica que se propaga também no sarcolema. Em termos de circuito elétrico, a fibra pode ser considerada um tubo muito fino no qual a corrente flui axialmente. A velocidade com a qual o potencial propaga-se depende do diâmetro e tipo da fibra, sendo chamada de velocidade de condução (GUYTON, 2006; MERLETTI e PARKER, 2004; KANDEL *et al.*, 2000).

A membrana da célula muscular apresenta invaginações chamadas de sistema tubular, que funciona dentro da célula como uma rede tubular. Estes túbulos formam um caminho para uma corrente radial que conduz o potencial de ação desde a membrana externa, ou sarcolema, até o retículo sarcoplasmático, vesículas armazenadoras de Ca^{2+} , tendo um papel na contração excitatória. Quando um potencial de ação propaga-se ao longo da superfície da fibra muscular, ele despolariza ativamente os túbulos transversos dentro da fibra muscular. Mudanças na carga da transmembrana dos túbulos transversos resultam em liberação de Ca^{2+} do retículo sarcoplasmático através de canais que se difundem passivamente, iniciando a contração mecânica nas fibras numa série de eventos bioquímicos nos sarcômeros, com aumento de força gradual. Os sarcômeros são a unidade básica da contração muscular, onde

ocorre o deslizamento de filamentos de actinas sobre os filamentos de miosinas (GUYTON, 2006; KANDEL *et al.*, 2000), como ilustrado na Figura 2-2.

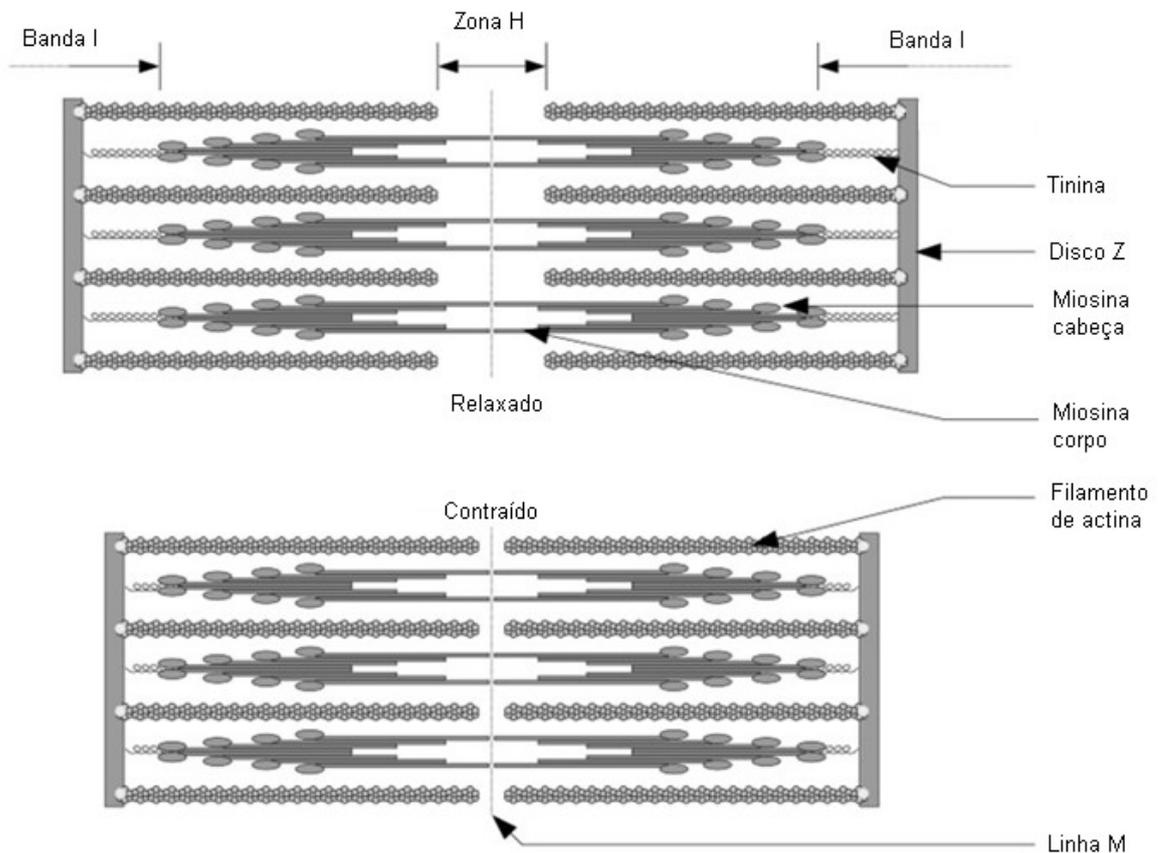


Figura 2-2. O sarcômero. O sarcômero em posição de relaxamento (superior) e em posição de contração muscular (inferior)

Durante as contrações musculares voluntárias, a força muscular é modulada por uma combinação de recrutamento de novas UMs e mudanças na frequência de ativação destas UMs. Quanto maior o número de unidades motoras recrutadas e sua frequência de ativação, maior a força muscular gerada. O recrutamento de UMs segue uma sequência específica por ordem crescente de tamanho (GUYTON, 2006; KANDEL *et al.*, 2000).

O tecido ao redor das fibras musculares é condutor elétrico. A despolarização das fibras induz um campo elétrico que é captado pelo eletrodo próximo. O sinal elétrico que emana da ativação das fibras musculares de uma UM detectável por meio de um eletrodo é chamado potencial de ação da unidade motora (PAUM). O PAUM constitui a unidade fundamental do sinal de EMG (DE LUCA, 2006; MERLETTI e PARKER, 2004). A

manifestação elétrica do PAUM é acompanhada de contração da fibra muscular. Para sustentar a contração muscular, a UM deve ser ativada repetidamente. O sinal de EMG pode ser sintetizado pela soma linear de trens de PAUMs (TPAUM) (DE LUCA, 2006).

2.2. Extinção do potencial de ação intracelular

O potencial de ação termina na junção musculotendínea e gera um componente de sinal que não propaga e terá diferentes formas em diferentes regiões ao longo do músculo. Estes componentes são chamados de sinal de final de fibra ou efeito de final de sinal e são captados pelo EMG (MERLETTI e PARKER, 2004).

2.3. Diâmetro da fibra muscular

A forma, a amplitude e a duração do TPAUM são estritamente determinadas pelo comportamento dos canais iônicos do sarcolema, camada externa da membrana da célula muscular. O diâmetro da fibra muscular é um fator que influencia a amplitude e velocidade de condução dos potenciais de ação que constituem o sinal. As fibras musculares têm velocidade de condução dos potenciais de ação diretamente proporcional ao seu diâmetro, o que repercute na constituição do sinal EMG (DE LUCA, 2006; MERLETTI e PARKER, 2004).

2.4. Volume condutor

A quantidade de tecido entre a superfície do músculo e o eletrodo afeta o filtro espacial do sinal. O potencial de ação intracelular gerado por uma UM determina um campo elétrico no espaço ao redor que pode ser detectado em locais relativamente distantes da fonte. Os tecidos biológicos que separam a fonte dos eletrodos são chamados de volume condutor, e suas características afetam fortemente o sinal detectado, atuando como um filtro passa-baixas cuja frequência de corte e ganho diminuem com o aumento da distância entre a fonte e o eletrodo (DE LUCA, 2006; MERLETTI e PARKER, 2004). A amplitude do sinal EMG diminui aproximadamente 25% em 100 μ m (DE LUCA, 2006).

2.5. Eletrodo

Dois tipos de registro são normalmente utilizados em EMG: intramuscular, utilizando eletrodos de agulha e de fio, e de superfície, geralmente utilizando eletrodos descartáveis. A inserção de eletrodo diretamente no músculo permite a detecção de potenciais elétricos muito próximos à fonte, de modo que a influência do volume condutor é mínima (MERLETTI e PARKER, 2004). Por isso, o eletrodo intramuscular é utilizado para a distinção ou a

separação de trens de PAUMs. Em nível central, o eletrodo intramuscular permite avaliar o recrutamento de unidades motoras e padrões de disparo, que dão informações sobre o controle do sistema nervoso central e seus distúrbios. Em nível periférico, podem ser estudados os efeitos de lesões como denervação, renervação, patologias das fibras musculares como miopatias ou distrofias musculares e doenças na junção neuromuscular (MERLETTI e PARKER, 2004). Além disso, o eletrodo intramuscular permite a detecção de atividade elétrica de músculos menores, uma vez que, nestes músculos, com o uso de eletrodos de superfície pode ocorrer o *crosstalk*, que é a influência de sinais de músculos adjacentes no sinal de interesse (DE LUCA, 2006).

Por outro lado, eletrodos de superfície são usualmente melhores para estudos nos quais a informação inclui aspectos comportamentais, padrões temporais de atividade ou fadiga de um músculo ou grupo muscular. Eletrodos de superfície modernos de vetores permitem também mapear-se a propagação da PAUM desde a zona de inervação até a extremidade do tendão, estimativa acurada de velocidade de condução de fibras musculares, localização da zona de inervação, comprimento ou orientação de fibras e, em algum grau, seu recrutamento e decomposição.

Em relação ao eletrodo de superfície, seu contato elétrico com a pele é aumentado pela introdução de gel ou pasta condutiva entre o eletrodo e a pele. A impedância pode ser reduzida por abrasão leve da pele para remoção da camada de superfície morta da pele e os seus óleos protetores (DE LUCA, 2006).

O tamanho físico do eletrodo de superfície influencia o sinal EMG. Quando a impedância eletrodo-pele entre o material do eletrodo e a superfície da pele é igualmente distribuída e é pequena comparada à impedância de entrada do amplificador, mas é alta comparada às impedâncias do tecido, pode ser concluído que o potencial medido pelo eletrodo iguala-se à média da distribuição do potencial sobre a pele abaixo dele. Como consequência, a influência do tamanho do eletrodo pode ser descrita como um filtro espacial que define a modelagem do filtro (MERLETTI e PARKER, 2004). O contato entre a superfície de detecção metálica do eletrodo e o tecido conectivo forma uma junção eletroquímica que se comporta como um filtro passa-altas. O ganho e a frequência de corte serão funções da área de detecção das superfícies e alguma alteração elétrico química da junção (DE LUCA, 2006). O diâmetro dos eletrodos deve variar entre 8 a 10 mm (MERLETTI e PARKER, 2004).

A configuração bipolar do eletrodo, ou diferencial simples, é a configuração mais utilizada. Existem ainda as configurações monopolar, diferencial dupla e outras (MERLETTI e PARKER, 2004). A configuração diferencial atua como um filtro espacial cuja saída depende da frequência de entrada, de comportamento passa-bandas (DE LUCA, 2006, MERLETTI e PARKER, 2004), desde que a entrada do amplificador seja balanceada e os aspectos de filtragem das junções eletrodo-eletrólito sejam equivalentes. Quanto maior o espaço físico entre as superfícies de detecção, menor a faixa de banda e maior a suscetibilidade do eletrodo à detecção de amplitudes mensuráveis de sinais de EMG de músculos adjacentes (DE LUCA, 2006). Para eletrodos de superfície, é recomendado o espaço de no máximo 20 mm para distância intereletrodo (MERLETTI e PARKER, 2004).

Há o efeito de filtro espacial devido à posição do eletrodo em relação às fibras musculares ativas. Se as fibras musculares mudam o comprimento durante a contração e o eletrodo está fixo à pele, a estabilidade do sinal poderia ser alcançada apenas em contrações isométricas. Além disso, o tecido muscular é anisotrópico, portanto a orientação geométrica das superfícies de detecção do eletrodo com respeito ao comprimento das fibras musculares é crítico (DE LUCA, 2006).

A localização do eletrodo deve considerar SNR e a estabilidade do sinal, além do *crosstalk* de músculos adjacentes (DE LUCA, 2006). A região de inervação e a interface músculo-tendão devem ser evitadas, porque alteram as características do sinal (MORRISH, 1999). A interface músculo-tendão é influenciada pela extinção do PAUM (MERLETTI e PARKER, 2004). Segundo DE LUCA (2006), a localização preferencial do eletrodo é na metade do comprimento entre o centro da região de inervação e o tendão próximo.

2.6. Crosstalk

Crosstalk é o sinal que é detectado sobre o músculo, mas que é gerado por outro músculo próximo a ele. Acontece em EMG de superfície quando a distância entre pontos detectados e a fonte pode ser relevante e similar a fontes diferentes. *Crosstalk* ocorre devido a propriedades de volume condutor em combinação com propriedades da fonte, e é um dos mais populares erros de interpretação de EMG de superfície. O *crosstalk* de músculos próximos contamina o sinal e pode afetar a interpretação da informação. Isto ocorre porque os sinais podem ser confundidos com sinais gerados por outro músculo, que pode ser considerado ativo quando na verdade não está. O problema é particularmente relevante em casos que o tempo de

ativação de músculos diferentes tem importância, como na análise de movimento (MERLETTI e PARKER, 2004).

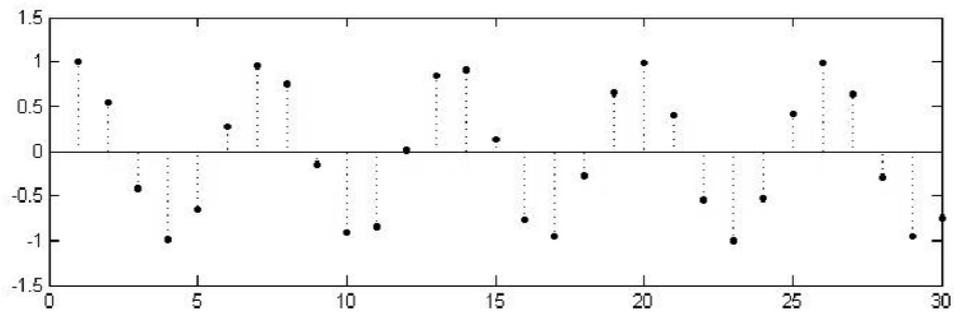
2.7. Ruídos e artefatos do sinal

O ruído presente no sinal de EMG pode provir de várias fontes, tais como (DE LUCA, 2002):

- Ruído inerente em componentes eletrônicos nos equipamentos de detecção e registro – Todos os equipamentos eletrônicos geram ruídos elétricos com componentes de frequência que variam de 0 Hz a vários milhares de Hertz. Esse ruído não pode ser eliminado, mas pode ser reduzido pelo uso de componentes eletrônicos de alta qualidade, projeto mais elaborados de circuito e melhores técnicas de construção.
- Nível de ruído ambiente – Qualquer dispositivo eletromagnético gera ruído, tais como rádio, televisão, fios de energia elétrica, lâmpadas incandescentes e fluorescentes, etc.
- Artefatos de movimento – Existem duas principais fontes de artefatos de movimento: uma é a interface entre a superfície de detecção do eletrodo e a pele e outra é o cabo que liga o eletrodo ao amplificador. Seus ruídos podem ser essencialmente reduzidos com projeto adequado dos circuitos eletrônicos. Os sinais elétricos de ambas as fontes de ruído têm sua energia na frequência de intervalo de 0 a 20 Hz.

2.8. Amostragem digital

Os sinais analógicos, para serem processados em computadores, precisam ser convertidos numa sequência numérica, ou seja, digitalizados (DE LUCA, 2003), como na Figura 2-3.



1. **Figura 2-3. Sinal de cosseno amostrado**

O teorema de *Nyquist* requer que um sinal seja amostrado numa taxa (F_s) de pelo menos duas vezes a sua frequência máxima (F_{max}) (Eq.2-1) para evitar perda de informação e o fenômeno “*aliasing*”. Este problema acontece em harmônicos de sinais de altas frequências e para ruídos de banda larga (MERLETTI e PARKER, 2004; DE LUCA, 2003). A Figura 2-4 exemplifica o fenômeno *aliasing*.

$$F_{Max} < \frac{F_s}{2} \therefore F_s > 2F_{Max}$$

Eq. 2-1

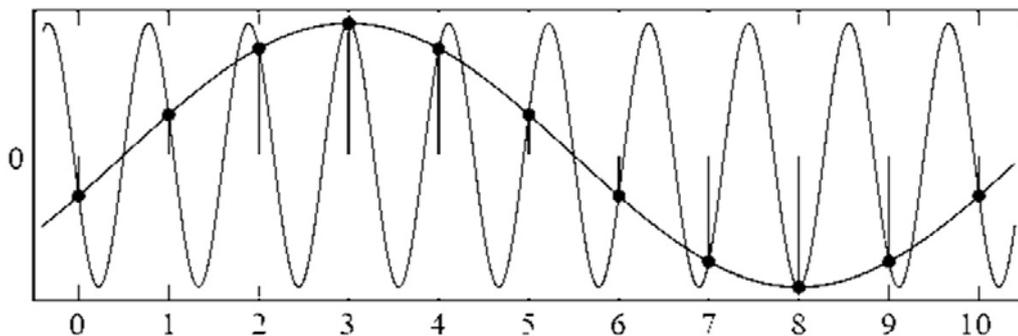


Figura 2-4. O fenômeno *aliasing*. A figura mostra duas funções senoidais diferentes que coincidem em algumas amostras. Se a senóide de frequência mais alta for subamostrada, será interpretada como sendo a senóide de frequência mais lenta. Assim, o sinal amostrado poderá não apresentar o espectro de frequência real (*Aliasing*)

A contribuição relativa de qualquer componente de frequência do sinal EMG não deve ser alterada (DE LUCA, 2002). Pode ser considerado que o harmônico mais alto em EMG

está entre 400 e 450 Hz, sendo que o sinal apresenta pouca energia acima de 500 Hz. Respeitando-se o teorema de *Nyquist*, o sinal deve ser amostrado pelo menos a 1000 amostras por segundo. Além disso, a remoção de componentes de ruído com frequência acima da máxima de interesse é importante. A frequência de corte do filtro *antialiasing* deve ser sempre menor que a metade da frequência amostral. No caso do EMG, deve ser utilizado um filtro passa baixas *antialiasing* com frequência de corte em torno de 500 Hz, de modo a preservar toda a banda de interesse (MERLETTI e PARKER, 2004; DE LUCA, 2003).

2.9. Considerações para conversão analógico digital

A conversão analógico digital (AD) transforma a tensão amostrada em níveis representados em código binário. O conversor AD tem um número fixo de dígitos binários (“bits”) disponíveis para quantificar a tensão do sinal detectado na entrada (DE LUCA, 2003). O número de valores descritos por amostra de n -bit é calculado com a seguinte equação:

$$\text{amplitude de CAD de } n - \text{bit} = 2^n - 1$$

Eq. 2-2

onde n é o número de bits do conversor AD (MERLETTI e PARKER, 2004).

O conversor AD aceita o sinal em uma amplitude de entrada específica, denominada faixa dinâmica (ex.: ± 5 V), que é subdividida em um número discreto de níveis dados por $2^n - 1$ (MERLETTI e PARKER, 2004). A resolução do conversor AD pode ser caracterizada pela equação

$$V_{\text{resolução}} = \frac{V_{\text{amplitude de entrada}}}{2^n - 1}$$

Eq. 2-3

Por exemplo, um conversor A/D de 10 bits, preparado para um sinal de entrada analógica de tensão variável de 0 V a 5 V pode assumir os valores binários de 0 (0000000000) a 1023 (1111111111), ou seja, é capaz de capturar 1024 níveis discretos de um determinado sinal. Se o sinal de entrada do suposto conversor A/D estiver em 2,5 V, por exemplo, o valor binário gerado será equivalente a 512.

Para escolher uma conversão A/D apropriada para digitalização do sinal EMG é importante que sejam consideradas três fatores que interagem (DE LUCA, 2003):

- Amplificador (ganho) do sistema;

- Amplitude de tensão de entrada do sistema;
- Tensão máxima de saída do sistema.

É comum selecionar-se a resolução um pouco abaixo do nível de ruído do sistema, e a amplitude de entrada um pouco acima do máximo esperado de amplitude pico a pico do sinal na saída. É importante que o conversor A/D forneça o mínimo de resolução necessária enquanto assegure a tensão de entrada completa, sem risco de saturação do sinal (MERLETTI e PARKER, 2004).

O amplificador (ganho) e a amplitude de entrada não podem ser escolhidos independentemente. Dependendo da amplitude pico a pico máxima, que pode ser esperada num sinal EMG de superfície (ex.: 4 a 5 mVpp) e o nível de ruído (ex.: $1\mu V_{rms}$, que pode ser escolhido para corresponder ao bit significativo menor) é possível calcular o número de níveis N requeridos (4000-5000 neste exemplo), para encontrar quantos bits são necessários. No exemplo, 13 bits serão necessários, e um conversor de 14 ou 16 bits, com ganho fixo de amplificador de 1600 a 2000, será necessário para explorar a amplitude A/D completa. Em tal caso, no mínimo 3 ou 4 bits significativos corresponderiam apenas ao ruído. Se um ganho menor é selecionado, o bit mais significativo nunca será usado (MERLETTI e PARKER, 2004).

2.10. Filtro passa-bandas

Filtros são necessários para reduzir ruído e artefatos do EMG. O filtro Butterworth é geralmente utilizado para condicionamento do sinal EMG. Ele tem sua resposta maximamente plana na banda passante, minimizando ondulações. A resposta ideal é obtida com ordens "N" de valores sucessivamente maiores (Fig. 2-5).

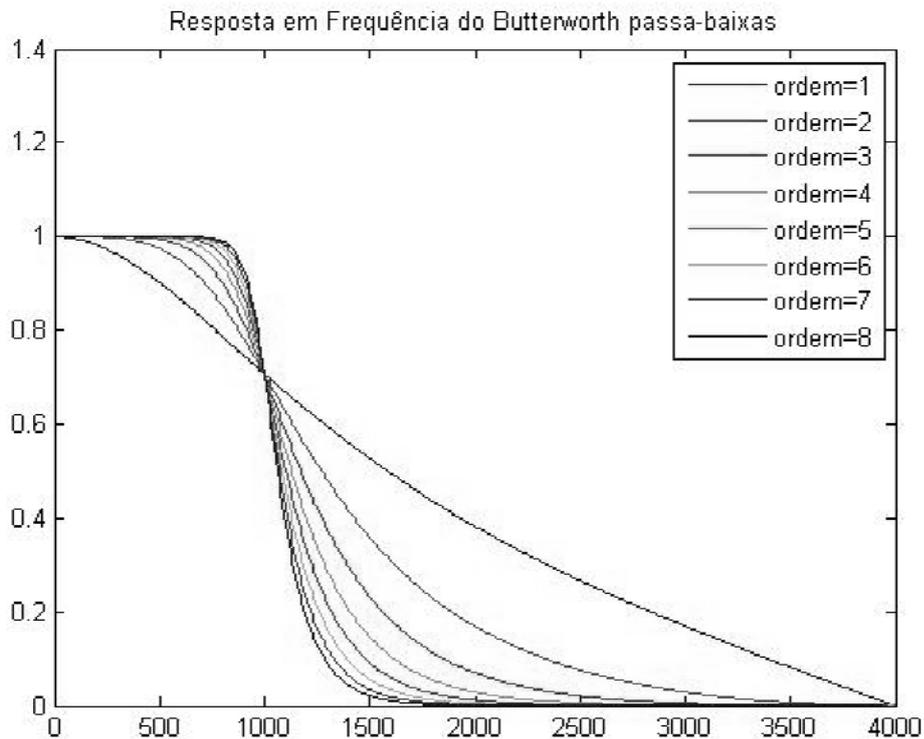


Figura 2-5. Filtro Butterworth passa baixas com ordens 1 a 5. À medida que a ordem do filtro é maior, ocorre mudança sucessiva com queda mais íngreme da banda de atenuação da frequência de corte, aproximando-se do filtro ideal.

A ordem escolhida do filtro *Butterworth* deve ser determinada pelo valor mínimo necessário para alcançar a resposta desejada. Esse filtro é mais indicado para aplicações que requerem preservação de linearidade de amplitude na região de atenuação. É justamente essa característica que torna o filtro *Butterworth* um candidato ideal para o condicionamento do sinal de EMG. A frequência de corte, f_c , deste filtro é definida como o ponto de atenuação de 3 dB, ou 50% da potência do sinal (DE LUCA, 2003).

Note-se que a resposta de fase deste filtro não é linear. O atraso na fase é função da frequência de entrada. Frequências diferentes têm atrasos diferentes, causando distorção na fase do sinal de saída. Para o sinal EMG de superfície, o processo de detecção provavelmente não permite preservação de fase, e as características de fase de filtros tipicamente usados em EMG não são consideradas em detalhe, como as características de resposta em amplitude (DE LUCA, 2003).

O sistema de condicionamento do sinal EMG inclui um filtro passa-altas com frequência de corte próxima de 10 a 20 Hz e um filtro passa-baixas com frequência de corte

próxima de 400 a 450 Hz (MERLETTI e PARKER, 2004). A convolução de um passa-baixas e um passa-altas resulta num filtro digital passa bandas (Fig. 2-6).

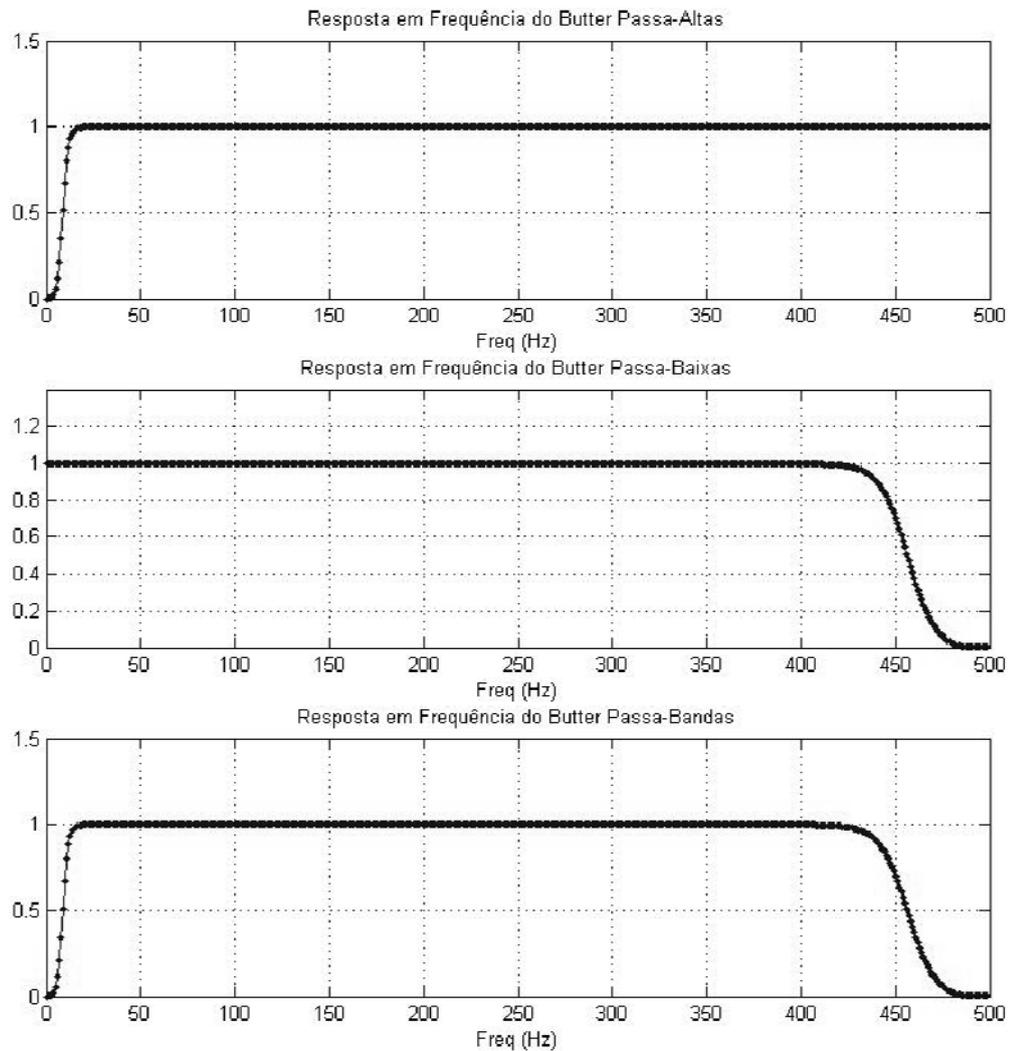


Figura 2-6. Filtro passa bandas. O filtro Butterworth digital de 4ª ordem passa-bandas com frequências de corte 10 e 450 Hz (inferior), pode ser obtido por meio da convolução de um passa-altas (superior) e um passa-baixas (ao centro)

A aquisição de sinais de alguns músculos apresenta contaminação de sinais eletrocardiográficos (ECG). Isso ocorre geralmente em EMG de músculos do tronco. Neste caso, a frequência de corte do filtro passa-altas utilizada é de 30 Hz, que resulta num mínimo de prejuízo ao EMG com grande atenuação do ECG (BUTTER *et al.*, 2009; DRAKE e CALLAGHAN, 2006; REDFERN *et al.*, 1993).

2.11. Estimativa de amplitude do EMG

O sinal EMG apresenta amplitudes que, por natureza, variam aleatoriamente abaixo e acima de zero (Figura 2-7). A simples média do sinal não provê informação útil. Está bem estabelecido que o sinal EMG tem amplitude estocástica (aleatória) por natureza e que pode ser razoavelmente representada por uma função de distribuição Gaussiana. A amplitude do sinal pode variar de 0 a 10 mVpp ou 0 a 1,5 mV (RMS). A energia utilizável do sinal está limitada à faixa de frequências de 0 a 500 Hz, com energia dominante na faixa de 50-150 Hz. Sinais utilizáveis são aqueles com energia acima do nível do ruído elétrico (DE LUCA, 2002).

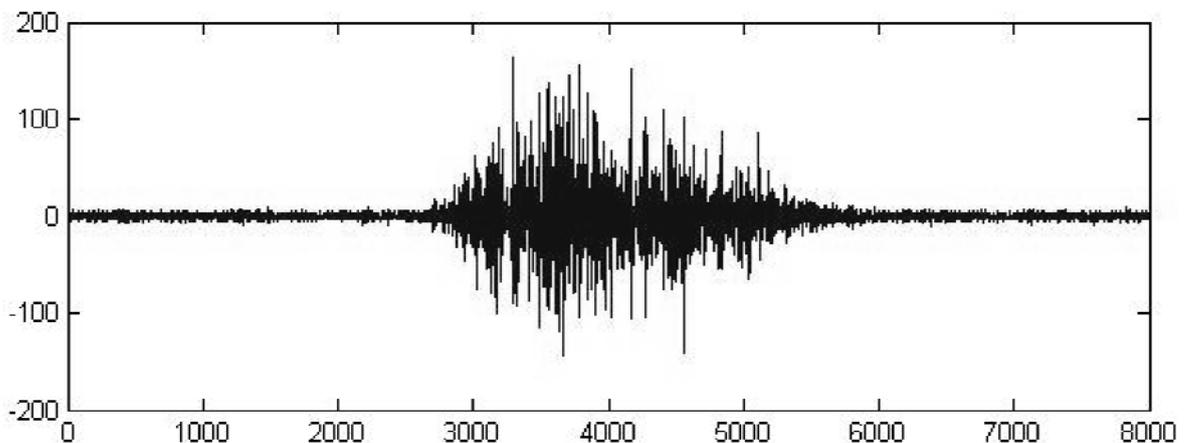


Figura 2-7. O sinal eletromiográfico com valores positivos e negativos. Amplitude em mV e abscissa em ms.

A estimativa de amplitude do sinal EMG pode ser descrita matematicamente como uma tarefa de melhor estimativa de desvio padrão de um processo aleatório com ruído adicionado. Este processo tem sido estudado por vários anos (MERLETTI e PARKER, 2004).

2.12. Retificação

O cálculo do sinal retificado inclui a eliminação de valores negativos (retificação de meia onda) ou inverter valores negativos (retificação de onda completa). A retificação de onda completa (Figura 2-8) é preferível porque retém toda a energia do sinal. Esta abordagem tornou-se comum, com possibilidade de se fazer esses cálculos com precisão e baixo custo, considerando-se a tecnologia eletrônica limitada de décadas anteriores (DE LUCA 2006).

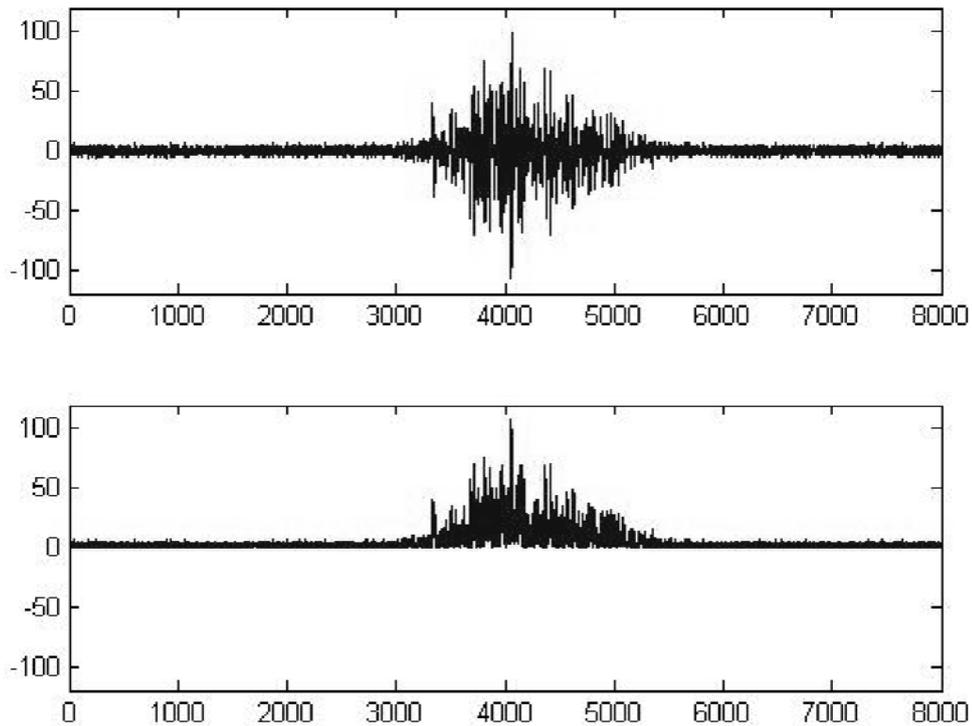


Figura 2-8. Sinal EMG antes e após retificação de onda completa. Amplitude em mV e abscissa em ms.

2.13. Média do sinal retificado

A média do sinal retificado equivale à sua suavização. Ao tomar a média das variações aleatórias dos valores de um sinal, as flutuações maiores são removidas, conseguindo-se assim os mesmos resultados que a operação de alisamento analógico. A expressão matemática para a média do sinal EMG é

$$\overline{|m(t)|}_{t_j-t_i} = \frac{1}{t_j - t_i} \int_{t_i}^{t_j} |m(t)| dt$$

Eq. 2-4

onde t_i e t_j são os pontos no tempo em que é realizada integração e, conseqüentemente, a média. Quanto mais curto o intervalo de tempo, menos suavizado será o valor médio.

A expressão anterior apenas fornecerá um valor ao longo do tempo $T = t_j - t_i$. Para obter a variação média no tempo de um registro completo de um sinal, é necessário mover a janela de tempo T duração ao longo do registro. Esta operação é denominada de média móvel, representada pela equação a seguir (Eq. 2-5).

$$\overline{|m(t)|}_T = \frac{1}{T} \int_t^{t+T} |m(t)dt|$$

Eq. 2-5

A operação apresenta uma defasagem de fase. Na maioria dos casos, esse resultado não apresenta uma restrição grave, especialmente se o valor de T é escolhido adequadamente. Para aplicações comuns, são sugeridos valores que variam de 100 a 200 ms. Note-se que, em janelas de mais curta duração de tempo, T , o resultado médio do sinal retificado apresenta menor suavização (DE LUCA, 2006).

A Figura 2-9 a seguir mostra o EMG antes e após a aplicação de filtro média móvel no sinal retificado, utilizando-se janelas de 100 ms.

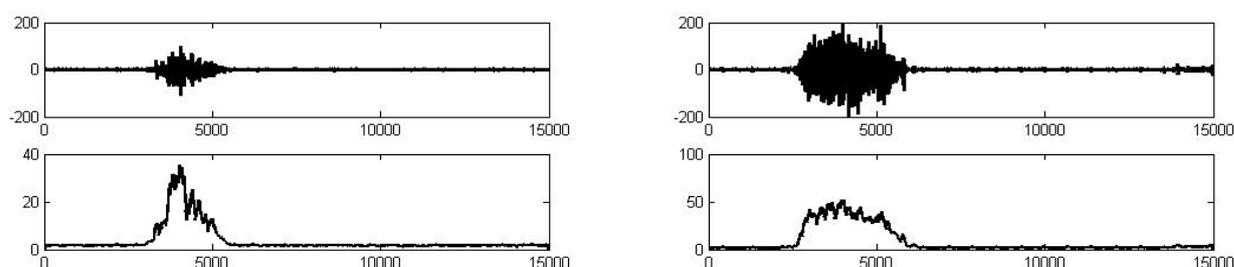


Figura 2-9. EMG antes (acima) e após suavização com filtro do tipo média móvel (abaixo). Amplitude em mV e abscissa em ms.

2.14. Integração

O processamento de dados mais comumente usado na eletromiografia é a integração. Nem sempre seu uso é aplicado de maneira correta na literatura. Obtém-se a área sob um sinal ou uma curva. A unidade deste parâmetro é o volt/segundo (V/s). Só pode ser aplicada ao valor retificado do sinal EMG, para evitar valores médios iguais a zero.

$$I\{|m(t)|\} = \int_t^{t+T} |m(t)| dt$$

Eq. 2-6

Note que a operação é um subconjunto do processo de obtenção do valor médio corrigido. A diferença é que o valor não é dividido por T , o tempo durante o qual a média é de calculada. Se um tempo suficientemente longo T de integração é escolhido, o valor integrado retificado proporcionará uma suave variação da medida do sinal em função do

tempo. É uma medida da área do sinal, mas não tem significado físico específico (DE LUCA, 2006).

2.15. Valor RMS (*root mean square*) ou Valor Eficaz

A integração do sinal EMG elevado ao quadrado (quadrático) mede a energia do sinal. Uma medida derivada desta integração é o valor RMS, ou valor eficaz, dado por (DE LUCA, 2006):

$$rms\{m(t)\} = \left(\frac{1}{T} \int_t^{t+T} m^2(t) dt \right)^{1/2}$$

Eq. 2-7

Seu uso em EMG, entretanto, foi esparsos no passado. Seu crescente uso possivelmente ocorreu devido à disponibilidade de chips analógicos que realizam a operação matemática e à crescente competência técnica em EMG. Para o sinal amostrado (MELLO *et al.*, 2007), o RMS com janelas de 20 amostras pode ser obtido sem desvios de fase pela expressão:

$$rms [n] = \sqrt{\frac{1}{20} \cdot \sum_{i=(n-1) \cdot 20 - 9}^{(n-1) \cdot 20 + 10} (emg[i])^2}$$

A Figura 2-10 mostra o sinal antes e após processamento com cálculo de RMS em janelas de 100ms.

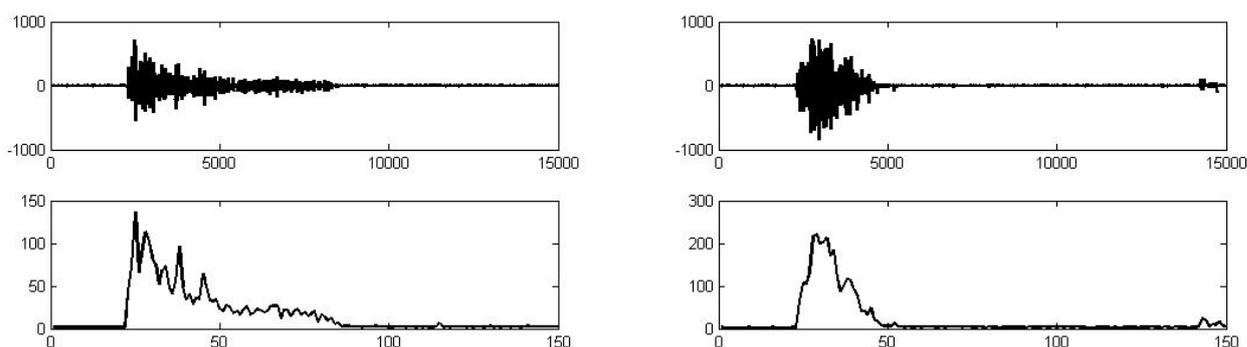


Figura 2-10. EMG antes e após o processamento em RMS, utilizando-se janelas de 100ms. Acima, amplitude em mV e abscissa em ms. Abaixo, Amplitude em mV e abscissa em 10²ms.

2.16. “Zero Crossing” e “Turns Counting”

Este método consiste em contar o número de vezes por unidade de tempo em que a amplitude do sinal contém um pico ou cruza o valor zero do sinal. A relação entre as espiras ou zeros e o número de PAUMs é linear apenas para níveis baixos de contrações (LINDSTROM *et al.*, 1973). Esta técnica não é recomendada para medir a comportamento do sinal em função da força, pois quando a amplitude do sinal atinge o caráter de ruído aleatório Gaussiano, a proporcionalidade linear não se sustenta mais (DE LUCA, 2006).

2.17. Medidas de Desempenho do Estimador de Amplitude

Para quantificar a qualidade da estimativa de amplitude, é comum definir-se a razão sinal-ruído (SNR), sendo que estimadores melhores levam a SNRs mais altos (MERLETTI e PARKER, 2004). A SNR pode ser definida matematicamente como (SOLNIK *et al.*, 2008):

$$SNR = \left(\frac{A_{ativação}}{A_{linha\ de\ base}} \right)^2$$

Eq. 2-8

onde A é amplitude.

2.18. Normalização do EMG

- Normalização da Amplitude

A amplitude do EMG deve ser normalizada para comparação entre indivíduos ou músculos ou entre tentativas quando os eletrodos precisam ser reaplicados (BURDEN, 2010). Esta normalização pode ser realizada de várias maneiras: pelo valor da contração voluntária máxima (CVM) (ROUFFET e HAUTIER, 2008; EKSTROM *et al.*, 2005); pelo valor médio do sinal; pelo valor de pico do sinal (BOLGLA e UHL, 2007); ou pelo valor de EMG de outra tarefa (ATTEBRANT *et al.*, 1995).

A normalização da amplitude do EMG por meio da CVM pode ser tão confiável quanto por contrações submáximas. Esta normalização por meio de CVM pode ser realizada por contração muscular isométrica ou, alternativamente, por contração muscular dinâmica (BURDEN, 2010).

- Normalização em escala temporal

A normalização em escala temporal é geralmente utilizada em análise de marcha (AGOSTINI *et al.*, 2010; LAUER e PROSSER, 2009), caminhada (WINTER e YAC, 1987),

corrida (CHAPMAN *et al.*, 2008), pedalada (GREGOR *et al.*, 1991) ou remo (SOPER e HUME, 2004) para comparação com dados cinemáticos. Esta normalização permite que sejam consideradas as fases do ciclo da tarefa durante as análises. Diferentes tentativas de uma tarefa têm sinais de proporções de duração diferentes. Para comparar os sinais destas tarefas, eles devem ser normalizados na base temporal: (1) para cada tentativa, o início valerá 0% e o fim, 100%; (2) interpola-se um mesmo número fixo de pontos entre 0 e 100% para cada tentativa (por exemplo, a cada 1% ou 2%); assim, todas tentativas começam e acabam em 0 e 100%, respectivamente, e os sinais terão o mesmo número de amostras.

Capítulo 3. Detecção do Início de Ativação Muscular em EMG

3.1. Início da resposta temporal eletromiográfica

Clinicamente, a análise temporal do EMG é usada para estudos de coordenação muscular e intervalos de ativação. Por exemplo, é usado em análise da marcha para determinar quando vários músculos estão ativos durante o ciclo de marcha (HORTOBÁGYI *et al.*, 2009), ou para determinação de quais músculos participam ativamente durante um movimento articular específico (HUG e DOREL, 2009; MADELEINE *et al.*, 2008). Nestes casos, é determinado o tempo de ativação de cada músculo envolvido, ou seja, quando a excitação do músculo começa e quando termina, além da força produzida pelo músculo. Além disso, o EMG temporal é utilizado no controle da operação de próteses de membros superiores (NIELSEN *et al.*, 2009).

Estudos sobre coordenação muscular com EMG geralmente utilizam valores de início de ativação muscular e informações sobre a amplitude temporal ou de frequência para obtenção de parâmetros de padrões de ativação muscular (HUG, 2011). A detecção do início torna-se importante para determinação do recrutamento muscular em indivíduos saudáveis e patológicos. Como exemplos, alterações na ordem exata de recrutamento muscular no tronco podem causar um episódio inicial de lombalgia ou contribuir para o desenvolvimento de sintomas recorrentes ou crônicos (MCGILL *et al.*, 2003; HODGES e RICHARDSON, 1996); atrasos no recrutamento do glúteo máximo foram observados em indivíduos que sofreram entorse do tornozelo (BULLOCK-SAXTON *et al.*, 1994); indivíduos com síndrome do impacto do ombro apresentam alterações do recrutamento dos músculos trapézio ascendente, médio e descendente e serrátil anterior (KIBLER *et al.* 2008; COOLS *et al.*, 2003; WADSWORTH e BULLOCK-SAXTON, 1997); alterações na ordem do recrutamento dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral estão presentes na síndrome patelo-femoral do joelho (CAVAZUTTI *et al.*, 2010); entre outros.

3.2. Detecção do início

O início da resposta eletromiográfica no tempo é definido como o primeiro instante quando o sinal medido ultrapassa um limiar prefixado (STAUDE e WOLF, 1999). Infelizmente, não há um “padrão ouro” para detecção da ativação de sinais de EMG, o qual possa servir de referência de desempenho. Há estudos de avaliação de parâmetros temporais de EMG que nem sequer relatam os métodos utilizados para identificação de um evento

mioelétrico (BOUISSET e ZATTARA, 1981; ODDSSON e THORSTENSSON, 1987). A detecção do início da atividade mioelétrica é usualmente efetuado através da inspeção visual por um observador treinado, ou utilizando-se um método automático objetivo.

A inspeção visual por um observador treinado (KIBLER *et al.*, 2008) é dependente de habilidade e experiência, tem baixa reprodutibilidade, envolve critérios subjetivos, e seu uso consome muito tempo, sendo, portanto, utilizável apenas para avaliação de números moderados de tentativas individuais.

3.3. Métodos automáticos objetivos

Os métodos automáticos objetivos são mais fidedignos com respeito à reprodutibilidade dos eventos detectáveis. Métodos computacionais foram criados para a identificação do início da resposta mioelétrica no tempo (MERLO *et al.*, 2003; ALLISON, 2003; STAUDE e WOLF, 1999; VAN BOXTEL *et al.*, 1993). Vários algoritmos (MOREY-KLAPSING *et al.*, 2004; ABBINK *et al.*, 1998; HODGES e BUI, 1996; MICERA *et al.*, 1998) têm como semelhança detectar a primeira janela móvel cuja média de valores encontra-se acima de um limiar.

O filtro de média móvel utiliza uma janela móvel de N amostras para calcular a média simples ou ponderada de uma sequência de dados. A representação discreta recursiva de um filtro do tipo média móvel de janela retangular é apresentada na Eq.3-1.

$$y[i] = y[i - 1] + \frac{x[i] - x[i - N]}{N}$$

Eq. 3-1

onde: N é a quantidade de amostras que compõem a janela móvel, $x(i)$ é a i -ésima amostra do sinal na entrada e $y(i)$ é a i -ésima amostra do sinal de saída (LATHI, 2004).

A média móvel é utilizada para detecção do cruzamento do limiar pré-fixado ao longo do sinal de EMG para identificação do início da atividade mioelétrica. O tamanho da janela móvel, ou seja, a quantidade de amostras N pode influenciar a posição de início da atividade mioelétrica encontrada. HODGES e BUI (1996) compararam três tamanhos de janelas móveis — 100, 50 e 25 ms — com o método de inspeção visual. Eles verificaram que janelas de 25 ms identificaram valores que mais se aproximaram do método visual, sendo que janelas de 100 ms identificaram limiares anteriores e janelas de 50 ms identificaram limiares posteriores

aos da inspeção visual. Contudo, os resultados são questionáveis. Considerando-se a região de interseção entre a linha de base e a atividade elétrica muscular, janelas maiores provavelmente identificam antecipação do início, uma vez que áreas mais próximas da linha de base são esperadas de apresentarem valor médio progressivamente menor. Assim, não é provável que janelas de 50 ms identifiquem início posterior ao de janela de 25 ms.

O limiar a ser encontrado pela janela móvel seria determinado em desvios-padrões (DP) (KIBLER *et al.*, 2008; LI *et al.*, 2007; HODGES e BUI, 1996) ou em um percentual (JOHANSON e RADTKA, 2006; COOLS *et al.*, 2003) do sinal de EMG quando o músculo estaria relaxado durante a linha de base inicial.

Na literatura, os valores encontrados para o limiar de detecção do início da atividade elétrica muscular são de dois ou três DP acima da média da linha de base. Considerando-se uma distribuição Gaussiana, um valor de três DP indica que apenas de um por cento ou menos de sinal da linha de base estaria acima do limiar, enquanto que um valor de dois DP considera que menos que cinco por cento de linha de base estaria excedendo o limiar. A Figura 3-1 ilustra os DP e sua distância da média na distribuição normal.

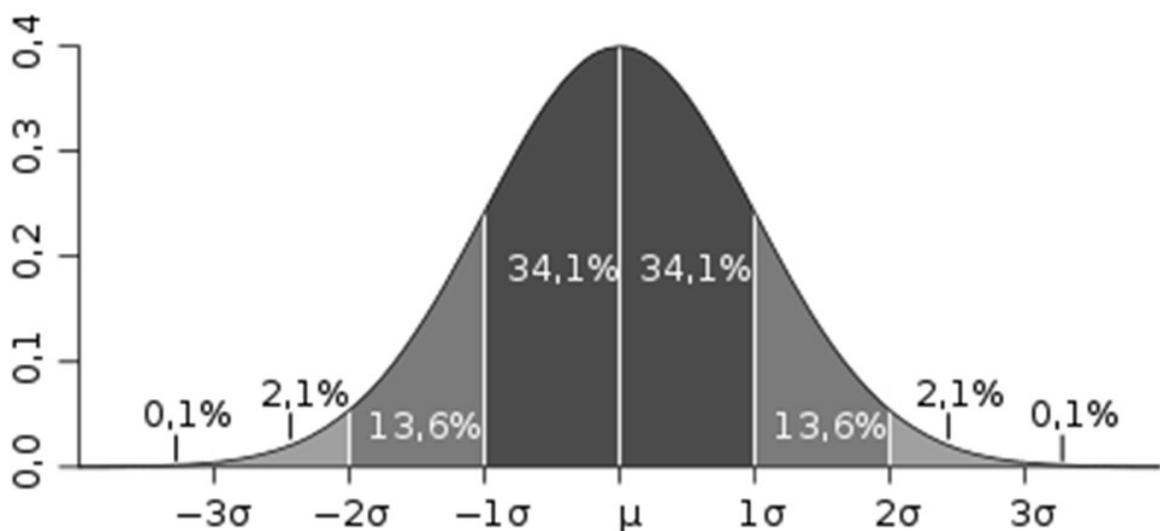


Figura 3-1. Diagrama de desvios-padrões na curva normal. Valores dois DP distantes da média estão contidos em 4,55% da distribuição normal. Valores três DP distantes da média posicionam-se em 0,27% desta distribuição.

Contudo, o sinal de EMG apresenta regiões de ruídos durante a linha de base caracterizados por seu valor médio maior do que três DP (Figura 3-2). Um algoritmo

caracterizado pela simples aplicação de um filtro média móvel percorrendo o sinal desde o início da linha de base identificaria tais eventos como falsos inícios da atividade elétrica muscular. O aumento para até cinco DP acima da média da linha de base permitiria evitar tais artefatos, porém traria um atraso temporal na detecção do início. Deve ser lembrado que valores de cinco DP acima da média corresponde a um intervalo de confiança de 99,999% para a distribuição normal.

O uso de dois desvios padrão traria uma relação custo-benefício adequada entre o erro do tipo I e o erro do tipo II. O erro do tipo I aconteceria ao se considerar um músculo ativo quando, na verdade, ele não está. O erro do tipo II ocorreria quando há falha na detecção da atividade eletromiográfica de um músculo que já está ativo (HODGES e BUI, 1996). O erro tipo II aconteceria ao ser aumentado o valor do limiar de detecção do início.

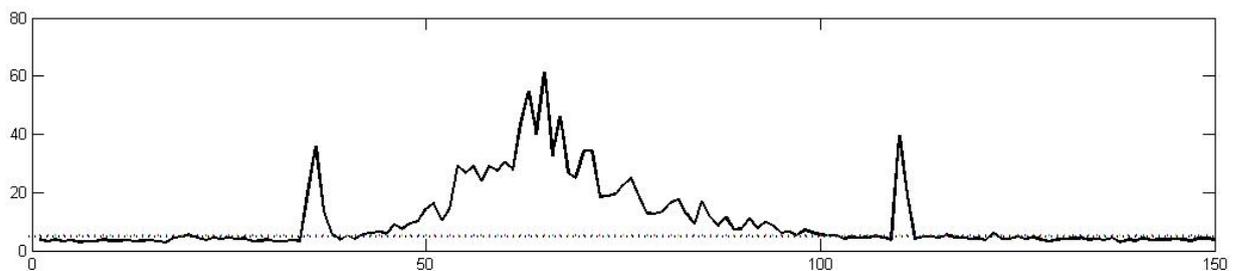


Figura 3-2. Sinais de EMG com regiões de ruído cujo valor médio supera três DP acima da média da linha de base. Amplitude em RMS, em mV, e abscissa em 10^2 ms. O gráfico mostra um EMG previamente filtrado, no domínio RMS, com dois episódios de ruídos entre 30 e 120 ms. A linha horizontal pontilhada mostra o limiar de 3 DP.

A maioria dos algoritmos de detecção de início tem resultados melhores se os sinais têm uma alta SNR e rápidas taxas de crescimento de amplitude (ALLISON, 2003). Uma vez que utilizam características da amplitude da linha de base, o limiar subsequente é muito sensível a mudanças na linha de base devido a ruídos. Sinal com amplitude baixa na linha de base pode levar à detecção de algum ponto anterior ao início da ativação, enquanto que alta variabilidade na linha de base pode aumentar o limiar e, portanto, retardar a detecção do início. Claramente, o ECG e artefatos no sinal durante o trecho usado para o cálculo do DP (linha de base inicial) irão aumentar o limiar de detecção do início de atividade de um algoritmo.

O impacto da variabilidade na linha de base é acentuado pela variabilidade na taxa de aumento da amplitude. Um aumento de amplitude lento apresenta a região de interseção entre

a linha de base e o início de ativação muscular mais extensa, dificultando a detecção do ponto exato de início.

Recentemente, o operador de energia Teager-Kaiser (TK) foi empregado para acurácia da detecção do início da resposta mioelétrica no tempo, sendo considerado de fácil aplicação. Além disso, a FCC tem sido utilizada no cálculo do atraso entre ativação de pares de músculos (MADILL *et al.*, 2009; DOREL *et al.*, 2008; KEOGH *et al.*, 2006).

Métodos de detecção que utilizam a Transformada de Wavelet foram utilizados na detecção automática objetiva (MERLO *et al.*, 2003; VANOZZI *et al.*, 2010). A aplicação de MERLO *et al.* (2003) foi especificamente concebida para a identificação de uma PAUM, baseado em um modelo físico de ativação muscular. VANOZZI *et al.* (2010) propuseram uma nova abordagem para detectar os intervalos de ativação muscular, com base na detecção de descontinuidades no domínio *wavelet*. O método, contudo, forneceu alguns falsos alarmes quando aplicado em EMGs de atividade isocinética. Os autores comentam que este método envolve grande complexidade computacional, o que poderia dificultar o seu emprego em alguns estudos, principalmente com análise em tempo-real.

3.4. O operador de energia Teager-Kaiser

O emprego do operador de energia TK visa melhorar a detecção de início da ativação muscular em sinais de baixa SNR (LI *et al.*, 2007; LI e ARUIN, 2005). Este operador é dado por:

$$y[n] = x^2[n] - x[n+1]x[n-1]$$

Eq. 3-2

Sua saída é proporcional à amplitude e à frequência do sinal de entrada. KAISER (1990) considerou um sistema massa-mola, representado por um movimento harmônico simples dado por:

$$x[n] = A \cos(n\Omega + \varphi)$$

Eq. 3-3

onde n é o índice da amostra, A é a amplitude, Ω é a frequência angular e φ é a fase inicial. A energia total do sistema E , dada pela soma das energias potencial e cinética da massa (m), corresponde a (KAISER, 1990):

$$E = \frac{1}{2} m \Omega^2 A^2 \quad \therefore \quad E \propto A^2 \Omega^2$$

Eq. 3-4

Considerando-se duas amostras vizinhas de $x[n]$:

$$\begin{aligned} x[n+1] &= A \cos((n+1)\Omega + \varphi) \\ x[n-1] &= A \cos((n-1)\Omega + \varphi) \end{aligned}$$

Eq. 3-5

e usando a identidade trigonométrica:

$$\cos(\alpha + \beta) \cos(\alpha - \beta) = \frac{1}{2} [\cos(2\alpha) + \cos(2\beta)]$$

Eq. 3-6

obtem-se:

$$x[n+1] x[n-1] = \frac{A^2}{2} [\cos(2n\Omega + 2\varphi) + \cos(2\Omega)]$$

Eq. 3-7

Utilizando agora outra identidade:

$$\cos 2\alpha = 2 \cos^2 \alpha - 1 = 1 - 2 \sin^2 \alpha$$

Eq. 3-8

tem-se que:

$$x^2[n] - x[n+1] x[n-1] = A^2 \sin^2(\Omega)$$

Eq. 3-9

Para valores pequenos de Ω , tem-se que $\sin \Omega \cong \Omega$. Logo:

$$x^2[n] - x[n+1] x[n-1] \propto E \propto A^2 \Omega^2$$

Eq. 3-10

Portanto, a saída do TK é proporcional ao produto entre amplitude e frequência instantâneas do sinal de entrada, e enfatiza a transição de amplitude observada no início de ativação do sinal EMG. Sua aplicação no sinal EMG é simples e rápida, segundo a equação 3-2. Isso torna o método adequado e conveniente para aplicações clínicas.

A detecção do início da resposta mioelétrica no tempo seria determinada pelo primeiro potencial de ação da unidade motora. Este potencial de ação provoca mudanças tanto na amplitude quanto da frequência no sinal EMG. Deve ser assumido que, no EMG de

superfície, ocorre um processo de filtragem, devido ao efeito do volume condutor dos tecidos adjacentes. Assim, a oscilação de frequência e de amplitude do início da atividade mioelétrica seria atenuada. Portanto, é esperado que a aplicação do operador TK apresente um reflexo das alterações do sinal EMG, levando ao melhor desempenho na detecção de início da atividade eletromiográfica no domínio TK.

Vários estudos avaliaram a utilização do operador TK para identificação do início da resposta mioelétrica no tempo. LAUER e PROSSER (2009) concluíram que o método visual de detecção do início da atividade mioelétrica teve melhor acurácia com TK do que com desvios-padrões. SOLNIK *et al.* (2008) verificaram que o condicionamento do sinal de EMG com o operador TK aumentou significativamente a acurácia dos métodos de detecção de início de ativação muscular baseados em limiar, independentemente da SNR. LI e ARUIN (2005), usando vários sinais experimentais e simulados, concluíram que o operador TK aumentou o SNR do sinal e, portanto, melhorou a detecção com limiar, especialmente em SNR baixo. LI *et al.* (2007) verificaram que, com SNR alto, o método estatístico teve melhor desempenho do que o método baseado no operador TK; com SNR baixo, o método TK foi melhor que o método estatístico, indicando sua habilidade em lidar com sinais com baixos SNR.

Segundo Li *et al.* (2007), o método proposto poderia ser usado para melhorar a análise de sinais EMG obtidos durante a realização de atividades como a marcha, os movimentos de alcance e manutenção de postura, bem como para detecção de deslocamento.

3.5. Função de correlação cruzada

A FCC tem sido tradicionalmente utilizada para o cálculo do atraso entre dois sinais, uma vez que a posição do pico da função reflete este atraso (LYNN, 1973; PANERAI *et al.*, 1999). A Figura 3-3 mostra dois EMGs e a FCC calculada.

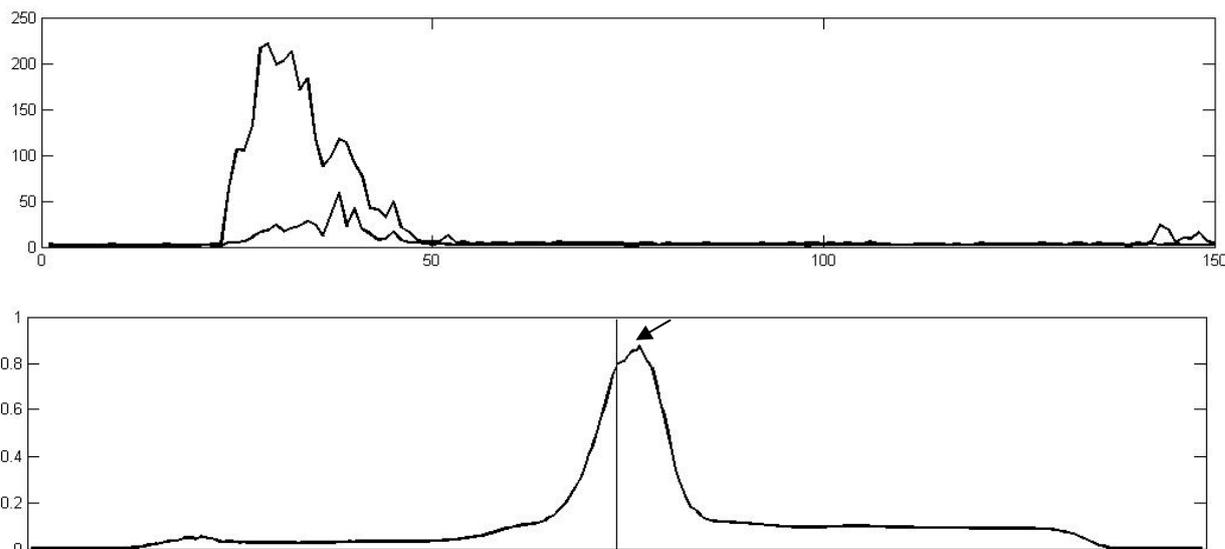


Figura 3-3. Função de correlação cruzada. No gráfico superior, EMGs em amplitude em mV e abscissa em ms. No gráfico inferior, FCC de EMGs dos dois músculos (superior). O pico (seta) de valor quase igual a 1 indica forte correlação direta entre os sinais. O atraso é identificado na posição do pico da função.

Li e CALDWELL (1999) introduziram o uso da FCC em sinais de EMG. A FCC tem sido aplicada em estudos de EMG para avaliação de atraso eletromecânico (VIEIRA *et al.*, 2010; MELLO *et al.*, 2007) *cross talk* mioelétrico (KONG *et al.*, 2010; BECK *et al.*, 2006); sincronia de ativação de UMs (MELLOR e HODGES, 2005; DE LUCA e ERIM, 2002); tempo de ativação muscular (MADILL *et al.*, 2009) e padrões de ativação mioelétrica (BENGOETXEA *et al.*, 2010; NELSON-WONG *et al.*, 2008; WREN *et al.*, 2006; BARRY e CARLSON, 2004).

O cálculo específico do atraso entre ativação de músculos tem sido realizado por meio da FCC em vários trabalhos científicos (BENGOETXEA *et al.*, 2010; MADILL *et al.*, 2009; DOREL *et al.*, 2008; KEOGH *et al.*, 2006; BARRY e CARLSON, 2004; LI e CALDWELL, 1999).

A teoria da FCC passa pela comparação de sinais estocásticos. Dois sinais aleatórios podem ser comparados por meio de suas distribuições de amplitude, valores médios, variâncias, funções de autocorrelação etc.

LYNN (1973) discursa sobre a definição de FCC relacionando-a com a discussão sobre ortogonalidade e comparação de sinais. Um sinal $f_1(t)$ pode ser aproximado de outro sinal $f_2(t)$ no intervalo $t_1 < t < t_2$ com um erro $f_e(t)$ (LYNN, 1973):

$$f_1(t) = C_{12} \cdot f_2(t) + f_e(t)$$

Eq. 3-11

Ajusta-se o coeficiente C_{12} de modo a alcançar um critério de erro desejado para minimizar o valor quadrado médio de $f_e(t)$ no intervalo $t_1 < t < t_2$, o que é o mesmo que minimizar o “erro de potência”. Assim o valor de C_{12} pode ser expresso por (LYNN, 1973):

$$C_{12} = \frac{\int_{t_2}^{t_1} f_1(t) \cdot f_2(t) \cdot dt}{\int_{t_2}^{t_1} f_2^2(t) \cdot dt}$$

Eq. 3-12

Se o produto de $f_1(t)$ e $f_2(t)$ no intervalo estipulado for igual a zero, conclui-se que não há componente de $f_2(t)$ em $f_1(t)$; em outras palavras, os sinais são ortogonais. Paralelamente, um valor alto de C_{12} indica que $f_1(t)$ e $f_2(t)$ têm alta correlação. Desta forma, pode definir-se quantitativamente a comparação entre dois sinais $f_1(t)$ e $f_2(t)$ (LYNN, 1973).

Este conceito geral pode ser usado para comparar vários aspectos de dois sinais. Assumindo que (LYNN, 1973):

$$f_1(t) = A_1 \cos w_1 t$$

Eq. 3-13

$$f_2(t) = A_2 \cos w_2 t$$

Eq. 3-14

e usando a medida da relação entre eles o produto médio sobre um intervalo longo T_0 , dado por (LYNN, 1973):

$$\lim_{T_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{T_0} \int_{-T_0/2}^{T_0/2} f_1(t) \cdot f_2(t) \cdot dt$$

Eq. 3-15

Esta última medida não foi normalizada para não resultar em uma versão de resultado médio. Devido à ortogonalidade de cossenos de diferentes frequências, a medida será zero a menos que $w_1 = w_2$. Ao mudarmos $f_2(t)$ para $A_2 \sin w_2(t)$, o resultado será zero para todo valor de w_2 inclusive $w_2 = w_1$, devido à ortogonalidade entre senos e cossenos. A medida comparativa de $f_1(t)$ e $f_2(t)$ seria diferente de zero em componentes de frequências particulares entre senos e cossenos; entretanto, não seria possível identificar quais frequências

seriam comuns às duas formas de onda ou sobre suas amplitudes relativas. Esta limitação seria resolvida pelo uso da função de correlação cruzada (LYNN, 1973).

A função de correlação cruzada relativa a dois sinais $f_1(t)$ e $f_2(t)$ pode ser definida como (LYNN, 1973):

$$r_{xy} = \lim_{T_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{T_0} \int_{-T_0/2}^{T_0/2} f_1(t) \cdot f_2(t + \tau) \cdot dt$$

Eq. 3-16

onde τ é um deslocamento temporal imposto sobre um dos sinais. Em vez de um índice simples, como o coeficiente C_{12} , para descrever a similaridade entre os dois sinais, utiliza-se agora a variável r_{xy} , que é uma versão contínua do atraso τ .

A introdução do atraso entre $f_1(t)$ e $f_2(t)$ traz benefícios. Seno e cosseno de mesma frequência, ortogonais, certamente são idênticos quando acrescentamos um deslocamento temporal. Supondo $f_1(t)$ e $f_2(t)$ dois sinais estocásticos que diferem apenas no tempo de origem, o produto médio de $[f_1(t) \cdot f_2(t)]$ sobre um intervalo longo de tempo seria zero, mas seria errado dizer que eles não têm nada em comum, já que, separados por apenas uma mudança de início de tempo de t' segundos, são idênticos. Sua FCC mostra um pico onde a mudança de tempo é de t' segundos. Em outras palavras, a FCC satisfaz o senso comum de que dois sinais de formas de onda com componentes de frequência comuns são parecidos, apesar de diferentes relações de tempo ou fase (LYNN, 1973).

Investigando dois sinais

$$f_1(t) = A_1 \cos wt$$

Eq. 3-17

$$f_2(t) = A_2 \cos w(t + \theta)$$

Eq. 3-18

onde θ representa um valor geral de mudança de fase (LYNN, 1973).

Tendo-se

$$r_{xy}(\tau) = \lim_{T_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{T_0} \int_{-T_0/2}^{T_0/2} A_1 A_2 \cos wt \cdot \cos[w(t + \tau) + \theta] \cdot dt$$

Eq. 3-19

$$= \lim_{T_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{T_0} \int_{-T_0/2}^{T_0/2} \frac{A_1 A_2}{2} [\cos(2\omega t + \omega t + \theta) + \cos(\omega t + \theta)] \cdot dt$$

Eq. 3-20

O primeiro termo cosseno na integral tende a zero sobre um intervalo longo; o segundo não é função de t , então (LYNN, 1973):

$$= \lim_{T_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{T_0} \cdot \frac{A_1 A_2}{2} \cdot \cos(\omega t + \theta) \cdot [t]_{-T_0/2}^{T_0/2}$$

Eq. 3-21

$$= \frac{A_1 A_2}{2} \cos(\omega t + \theta)$$

Eq. 3-22

Assim, a FCC reflete o produto das amplitudes de $f_1(t)$ e $f_2(t)$, sua frequência comum ω e seu ângulo de fase relativo θ . Quando é calculada a FCC de dois sinais que contém um número de frequências em comum, esta FCC expressará a contribuição destas frequências. A FCC consiste em uma medida média dos componentes de frequência em comum (LYNN, 1973).

Para sinais discretos no tempo, a FCC pode ser definida como:

$$r_{xy}[p] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n]y[n-p]$$

$$p = 0, \mp 1, \mp 2, \dots$$

Eq. 3-23

onde $x[n]$ e $y[n]$ são sinais de média zero, discretos, definidos no intervalo $n = 0, 1, 2, \dots, N - 1$. Para cada valor de p , a FCC é calculada pela mudança de y_n por $p\Delta t$ e calculando o produto médio na equação. Se $x[n]$ e $y[n]$ são não correlacionados, a soma de produtos positivos e negativos tenderá a zero. Se $y[n]$ tende a seguir $x[n]$, mas com um atraso no tempo D , $r_{xy}[p]$ mostrará um pico em $p = \frac{D}{\Delta t}$ (PANERAI *et al.*, 1999).

A FCC deve ser aplicada somente quando porções longas dos sinais estão disponíveis; de outra forma sofrerão a influência de erros devidos ao tamanho da amostra, inevitáveis quando se tenta extrair medidas estatísticas de porções limitadas do sinal (LYNN, 1973).

LI e CALDWELL (1999) introduziram o uso da FCC com pares de EMGs. Eles utilizaram a FCC para comparação de uma mesma tarefa em duas cadências diferentes. A

FCC foi calculada em pares de EMGs e foram considerados o atraso e o valor de pico da FCC nas duas condições. Os autores comentaram que, além dos métodos tradicionais de padrão das séries temporais de identificação, o coeficiente de correlação cruzada poderia ser usado para determinar mudança de fase com base em todo o perfil da série de tempo sem ser submetida a julgamentos subjetivos do pesquisador. Contudo, os resultados de início obtidos com métodos de detecção encontrados foram diferentes dos resultados de atraso obtidos com a FCC (HUG e DOREL, 2009).

Outros autores utilizaram o atraso obtido por meio da FCC para comparação entre pares de músculos (KEOGH *et al.*, 2006; BENGOETXEA *et al.*, 2010). Contudo, nenhum destes estudos comparou os métodos de detecção de início tradicionais com os resultados de atraso obtidos com a FCC.

Capítulo 4. Materiais e Métodos

4.1. Coleta do Sinal

O sinal utilizado foi coletado por outra pesquisadora (SAKAMOTO *et al.*, 2007), e gentilmente cedido para realização do presente estudo.

4.2. Delineamento

Estudo do tipo transversal descritivo, cujo projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais. (Parecer ETIC 172/04), sendo seguidas as normas recomendadas pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) (FRANÇA, 2004).

4.3. Amostra

O estudo contou com 30 participantes de ambos os sexos, recrutados na comunidade, segundo os seguintes critérios de inclusão:

- Ter idade entre 20 e 35 anos
- Não apresentar queixas de dor na coluna lombar e/ou no quadril;
- Não apresentar qualquer tipo de doença ou limitação física que impedisse a realização dos exercícios;
- Não ter sido submetido a cirurgias do quadril e/ou coluna lombar;
- Não apresentar encurtamento dos flexores do quadril, avaliado pelo teste de Thomas (MAGEE, 2008);
- Não apresentar alterações congênitas nos membros inferiores;
- Apresentar um nível de compreensão suficiente que possibilitasse a realização dos testes;
- Não ter episódio recente de entorse de tornozelo grau II ou III; e
- Ler e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido.

4.4. Instrumentação

A atividade elétrica muscular foi obtida pelo eletromiógrafo MP150WSW, *Biopac Systems*, Santa Barbara, Califórnia. Este aparelho tem capacidade para 16 frequências de

coleta variadas, capacidade de Rejeição do Modo Comum de 95 dB e apresenta o *software Acknowledge* para utilização na coleta dos dados. Os eletrodos utilizados foram de superfície, ativos, bipolares, TSD 150, com distância intereletrodo de 20mm e impedância de entrada de 100 MΩ.

4.5. Procedimentos

Após serem esclarecidos sobre o protocolo de investigação proposto, os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido para participação no estudo. Em seguida, foi aplicado o teste de Thomas (MAGEE, 2008) para a avaliação da flexibilidade dos flexores do quadril. Todos os procedimentos para o registro eletromiográfico seguiram as recomendações da *International Society of Electromyography and Kinesiology* (MERLETTI, 1999).

4.6. Colocação dos eletrodos

Para diminuir a impedância da pele, foi feita a limpeza da superfície cutânea, utilizando-se álcool friccionado à pele com algodão estéril. Quando necessário, foi realizada tricotomia com material descartável.

Os voluntários foram instruídos a se posicionarem em decúbito ventral para a colocação dos eletrodos, cujo posicionamento seguiu recomendações de CRAM *et al.* (1998) e RAINOLDI *et al.* (2004), correspondendo ao ponto de melhor captação do sinal:

- Para o glúteo máximo, foi utilizado um par de eletrodos ativos paralelos às fibras musculares (relação origem inserção) na região dorsal, aproximadamente na metade da distância entre o trocânter maior e a vértebra sacral.
- Para o semitendíneo, um par de eletrodos foi colocado na parte medial da coxa, a aproximadamente 3 cm da borda lateral da coxa e metade da distância da prega glútea a parte posterior do joelho.
- Para os eretores lombares, dois pares de eletrodos ativos foram colocados paralelos à coluna lombar, um de cada lado, a aproximadamente 2 cm da coluna sobre a massa muscular, no nível da vértebra L3.

O eletrodo de referência foi colocado sobre a proeminência óssea do maléolo lateral.

4.7. Teste do sinal coletado

A verificação da qualidade de captação do sinal foi realizada para cada músculo, utilizando-se da contração muscular isométrica resistida manualmente, durante os movimentos investigados, mantendo-se a contração durante cinco segundos.

4.8. Contração máxima voluntária

As medidas da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) dos músculos glúteo máximo e semitendíneo foram realizadas para fins de normalização dos sinais eletromiográficos. O posicionamento para contração muscular foi realizado em uma angulação mais próxima possível da atividade de interesse:

- Glúteo máximo: em decúbito dorsal, na máxima amplitude de extensão do quadril
- Semitendíneo: flexão de joelho a 90°.

Durante as medidas foi dado estímulo verbal aos participantes para que uma máxima ativação muscular fosse atingida. Foram realizadas três repetições da CIVM para cada músculo com intervalo de dois minutos entre cada contração. Após este procedimento, foi permitido um intervalo de descanso de 20 minutos.

4.9. Movimento realizado

Inicialmente, o participante foi orientado com o objetivo de familiarizar-se com o exercício. Uma lâmpada foi colocada em frente ao voluntário e este foi instruído a iniciar o movimento quando a luz fosse acesa. O movimento consistiu em extensão do quadril com o joelho estendido, em decúbito ventral.

Foram obtidos três registros para o exercício, com um intervalo de descanso de dois minutos entre eles.

4.10. Pré-processamento do sinal

Os sinais adquiridos foram filtrados e processados em Matlab. Foi utilizado um filtro *Butterworth* de 2ª ordem, passa bandas com frequências de corte inferior 10 Hz e superior 450 Hz, aplicado nos sentidos direto e reverso do sinal para que não houvesse mudança de fase, o que causaria consequente alteração do início do movimento. Assim, a aplicação nos dois sentidos resulta em filtro de 4ª ordem.

Para os sinais de paravertebrais, foi aplicado o mesmo filtro *Butterworth* com frequência de corte inferior de 30 Hz e superior de 450 Hz para retirada do ECG associado, conforme os estudos de DRAKE e CALLAGHAN (2006) e REDFERN *et al.* (1993).

Posteriormente, foi aplicado o operador de energia TK ao sinal, para ser armazenado. O operador de energia TK foi aplicado por meio da equação 3-2. O sinal foi armazenado de duas maneiras: com e sem a aplicação do TK. A Figura 4-1 apresenta o fluxograma do estágio de processamento inicial do sinal.

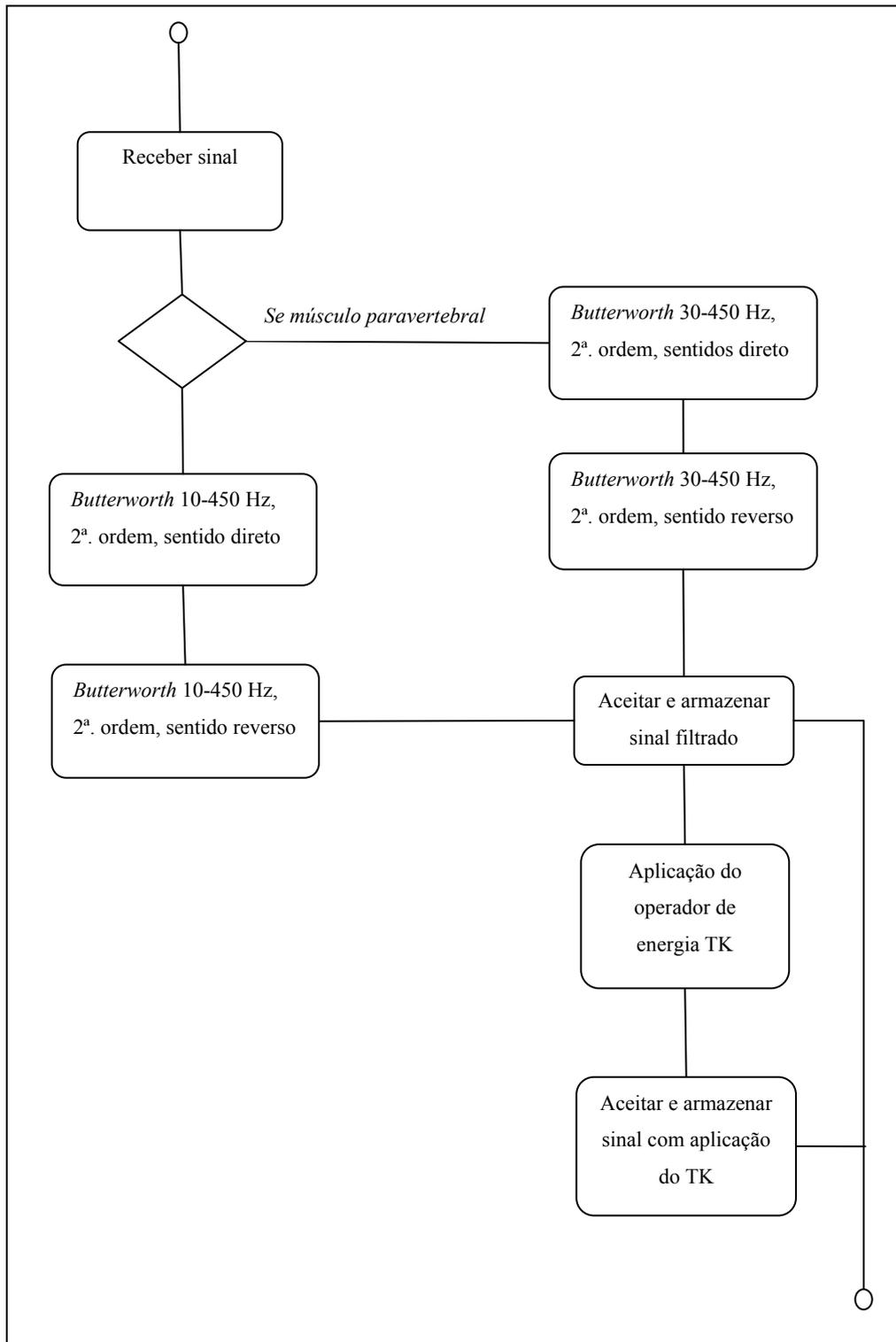


Figura 4-1. Fluxograma do estágio de processamento inicial do sinal.

O algoritmo de detecção de início desenvolvido foi aplicado ao sinal EMG com e sem a aplicação do TK.

4.11. Algoritmo

Um algoritmo específico foi desenvolvido para detecção automática do início da atividade muscular. Ele foi projetado para evitar a detecção de falsos inícios devido a regiões de ruídos ou ECG caracterizados por valor médio maior do que três desvios padrões acima da linha de base inicial do sinal.

Este algoritmo inclui duas informações iniciais: o sinal inicialmente processado e o ponto de início do movimento, marcado previamente por um sensor de posição. O ponto de início do movimento é marcado no sinal. Deste ponto, um filtro de média móvel percorre o sinal em busca retroativa para detecta um valor menor que dois desvios padrões da linha de base inicial.

A partir deste ponto detectado, o filtro média móvel percorre o sinal em busca progressiva para detectar, inicialmente, a mediana da primeira janela móvel de 20 amostras acima do limiar de três desvios padrões. Em seguida, outro de filtro média móvel percorre o sinal em busca retroativa para determinar a mediana da janela abaixo do limiar de dois desvios padrões. O ponto inicial da atividade elétrica muscular é, então, determinado: a mediana da janela final. O algoritmo está esquematizado em fluxograma na Figura 4-2.

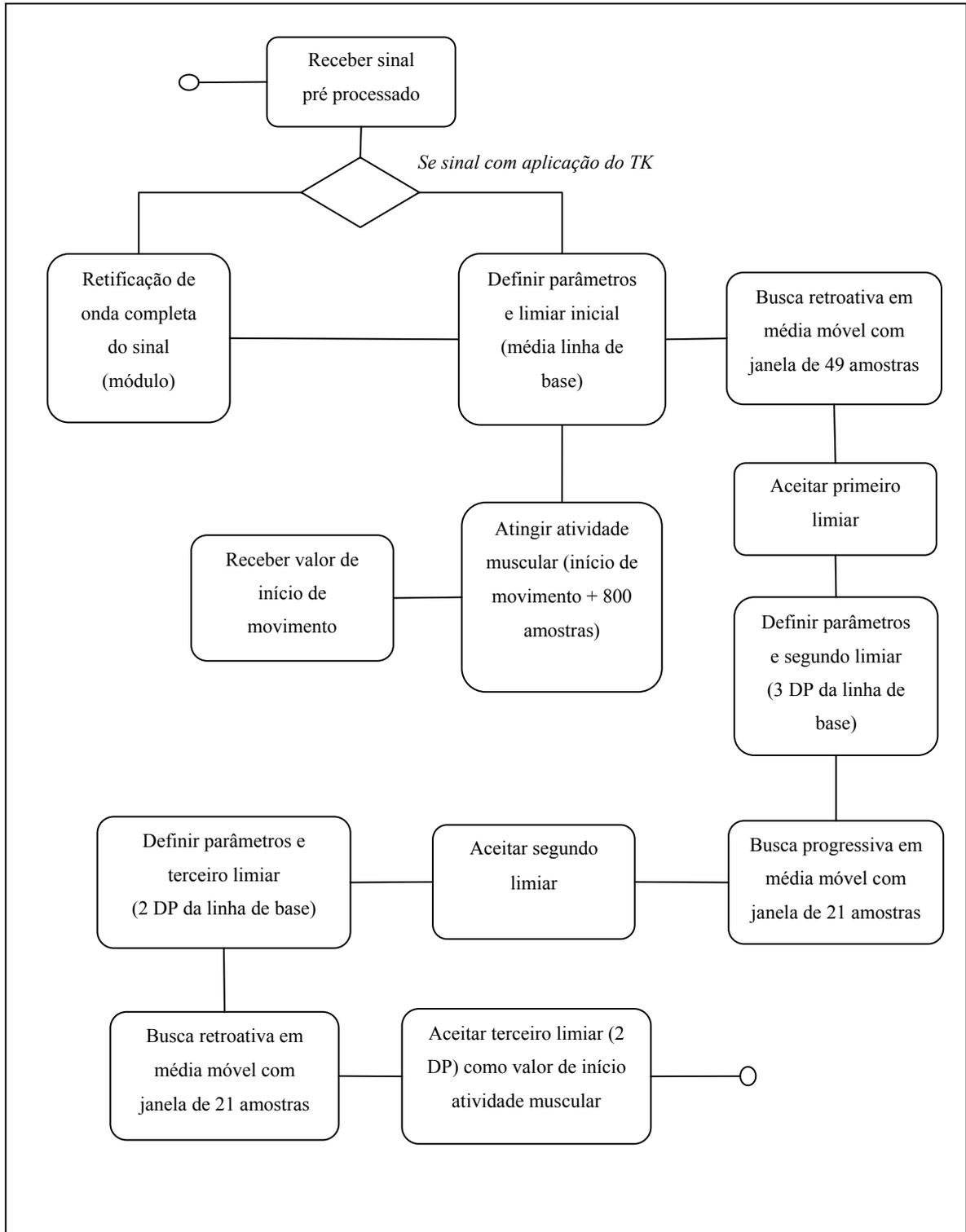


Figura 4-2. Algoritmo. Desenvolvido para identificação do início da atividade elétrica muscular.

O algoritmo foi utilizado em dois modos de pré-processamento diferentes:

- Utilizando-se o módulo do sinal filtrado;
- Utilizando-se o sinal filtrado e operado por Teager-Kaiser;

4.12. Latência

Para verificar a acurácia do algoritmo na detecção do início do movimento, foi utilizado o parâmetro latência (L), definido como a diferença entre o início do movimento, detectado por um sensor, e o início da ativação muscular, detectado por EMG e calculado com e sem TK:

$$L = \text{início}_{\text{movimento}} - \text{início}_{\text{ativação muscular}}$$

Eq. 4-1

O parâmetro L foi calculado para resultados de início de ativação muscular calculados tanto com aplicação do TK quanto sem sua aplicação.

4.13. Razão sinal-ruído

A SNR foi calculada com o objetivo de detectar se esta teria relação com o início do sinal calculado com aplicação ou não do operador TK. Sua aplicação seguiu a equação seguinte:

$$SNR = \frac{RMS_{\text{ativação}}}{RMS_{\text{linha de base}}}$$

Eq. 4-2

4.14. Função de correlação cruzada

A FCC foi utilizada para calcular a diferença de atraso entre a ativação de dois músculos. Foram utilizados os seguintes pares de músculos:

- Glúteo máximo e semitendíneo;
- Glúteo máximo e paravertebrais ipsilaterais;
- Glúteo máximo e paravertebrais contralaterais;
- Paravertebrais direito e esquerdo;
- Semitendíneo e paravertebrais ipsilaterais;

- Semitendíneo e paravertebrais esquerdos.

A FCC foi aplicada no sinal em retificação de onda completa e seguiu a equação 3-24. O atraso entre cada par de músculos foi obtido pela posição do valor de pico da função de correlação, ou seja, a posição do ponto de correlação máxima entre os sinais.

4.15. Análise dos resultados e estatística

Para comparação entre os valores de início de ativação muscular, foram observados resultados de latência obtidos com e sem a aplicação do TK. Para avaliar se houve diferenças estatisticamente significativas, foi utilizado o teste-t de *Student*, com nível de significância de 5%.

Foi realizada também a análise dos gráficos de dispersão entre os resultados obtidos com e sem aplicação do TK para cada músculo, para avaliação qualitativa do efeito do TK. Músculos com valores dispersos seriam os que obtiveram maior benefício da aplicação do TK. Ela foi acrescida da análise do valor SNR do sinal.

Para comparação entre os valores de diferença entre início de ativação muscular entre pares de músculos, foram comparados resultados obtidos de três maneiras: valores de atraso dados por meio da aplicação da FCC e valores de diferença de latência calculados com aplicação e sem aplicação do TK. Para avaliar se houve diferenças estatisticamente significativas, neste caso foi utilizado o teste ANOVA, com nível de significância de 5%.

Para análise biomecânica do movimento analisado, foram comparados os resultados para latências de músculos calculados com o algoritmo e atrasos entre músculos obtidos com FCC com o teste ANOVA, com nível de significância de 5%.

Para resultados de teste ANOVA com valores-p menores que 0,05, foi utilizado o teste Tukey Kramer, com o mesmo valor de nível de significância, 5%.

A hipótese consiste em não haver diferenças entre os resultados encontrados.

Capítulo 5. Resultados

A Figura 5-1 mostra os dados de entrada do algoritmo: EMG dos quatro músculos analisados e o início do movimento dado pelo sensor.

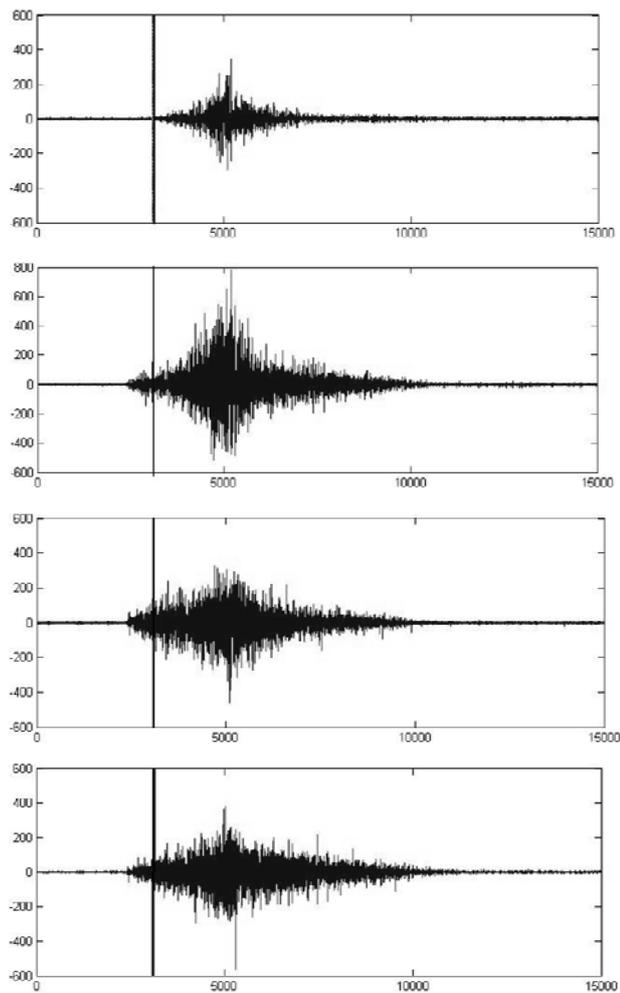


Figura 5-1. EMG dos sinais glúteo máximo, semitendíneo, paravertebral ipsilateral e paravertebral contralateral e início do movimento. Amplitude em mV e abscissa em ms. O pico dos quatro músculos teve posição semelhante. Glúteo máximo (acima) teve atividade de duração mais curta, tendo seu início posterior e final anterior, quando comparado aos outros três músculos. Observa-se a marca vertical do início do movimento, mostrando que os três músculos inferiores iniciaram sua atividade antes do início do movimento. Resultados calculados para os sinais desta figura: (1) Diferenças entre inícios no domínio do tempo (ms) – glúteo máximo (GM) e semitendíneo (ST): 795; GM e paravertebrais ipsilaterais (PVI): 786; GM e paravertebrais contralaterais (PVC): 789; PVI e PVC: 3; ST e PVI: -9; ST e PVC: -6; (2) Diferenças entre inícios no domínio TK (ms) – GM e ST: 818; GM e PVI: 819; GM e PVC: 840; PVI e PVC: 21; ST e PVI: 1; ST e PVC: 22; (3) Atraso por meio da FCC – GM e ST: 35; GM e PVI: 31; GM e PVC: 11; PVI e PVC: 0; ST e PVI: 0; ST e PVC: -20.

A Figura 5-2 mostra os sinais de EMG antes e após a aplicação do TK.

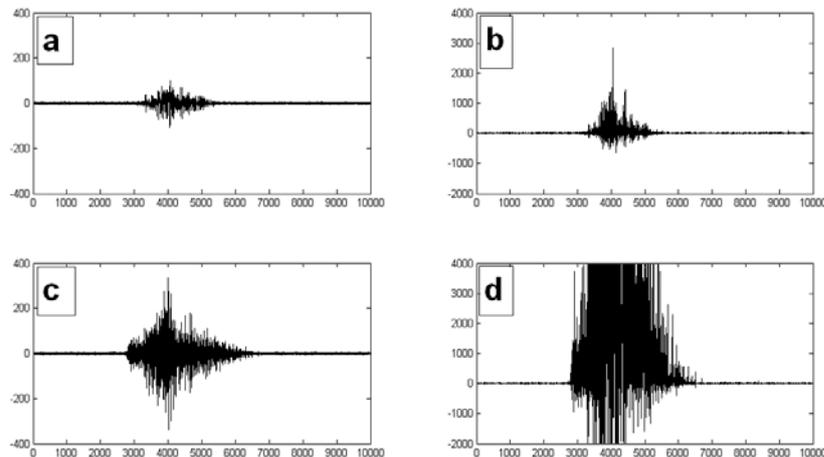


Figura 5-2. Aplicação do TK. Gráficos de SEMG no domínio do tempo, acima, e no domínio TK, abaixo, para os músculos glúteo máximo (a e c) e semitendíneo (b e d). Amplitude em mV e abscissa em ms. Houve aumento considerável da amplitude, sendo acentuada a diferença entre a linha de base e o início da ativação.

A Figura 5-3 mostra a análise gráfica da dispersão dos valores de latências medidas com e sem aplicação do operador TK, permitindo uma avaliação qualitativa do efeito do operador. O primeiro gráfico (Figura 5-3), obtido com valores dos sinais do glúteo máximo, trouxe maior dispersão de valores em relação aos outros três. Os outros três gráficos trouxeram resultados semelhantes, portanto, houve maior correlação entre os valores de latência encontrados com e sem a aplicação do operador TK para os três músculos: semitendíneo, PVI e PVC.

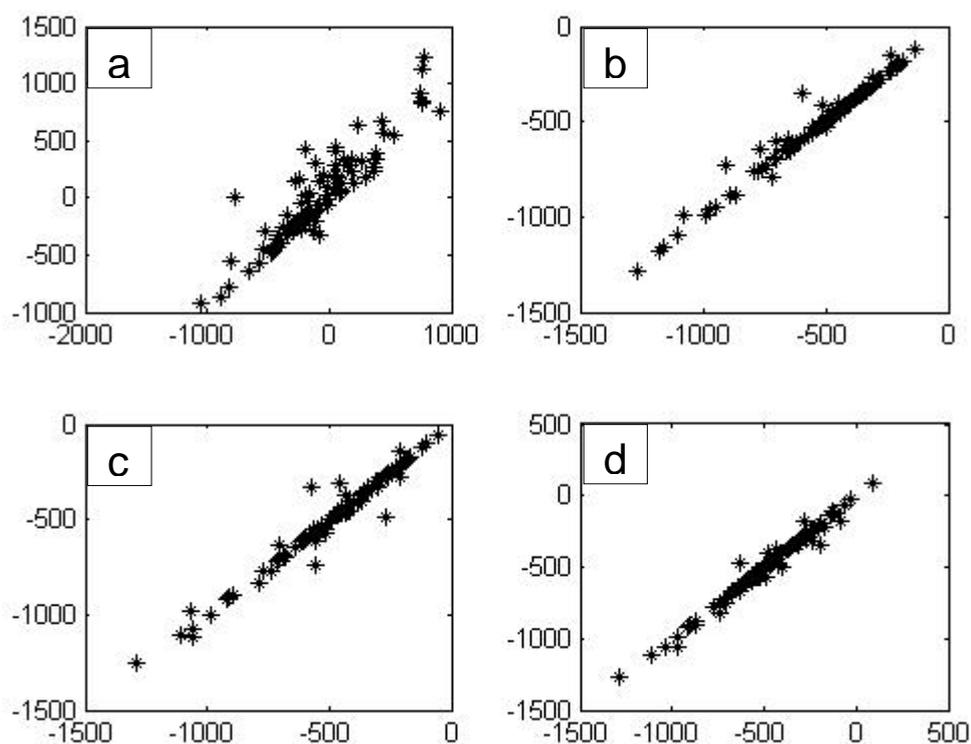


Figura 5-3 Gráficos de dispersão dos valores de latência obtidos com o algoritmo desenvolvido. Acima os gráficos de dispersão dos valores de latência obtidos sem e com aplicação do operador TK para os músculos: (a) glúteo máximo; (b) semitendíneo; (c) paravertebral ipsilateral; e (d) paravertebral contralateral. Foram utilizados 372 sinais.

A Tabela 5-1 traz os valores de latência obtidos com e sem a aplicação do TK, além da SNR dos sinais analisados. Nesta tabela estão apresentados valores p para comparação L e LTK e valores p para análise biomecânica por meio da comparação entre músculos.

Tabela 5-1. Valores latências sem (L) e com aplicação do TK (LTK), para os quatro músculos analisados. Médias de latência estão em milissegundos. Desvios padrão entre parêntesis. Músculos: glúteo máximo, semitendíneo, paravertebral ipsilateral (PVI) e contralateral (PVC). Valores p e de intervalo de confiança (IC) da coluna à direita obtidos por meio do teste T de *Student*; valores p da linha inferior obtidos por teste ANOVA.

Músculo	L	LTK	Valor p	SNR
Glúteo	-83,25	7,71	0,01*	5,12
	(380,28)	(407,90)		
Semitendíneo	-536,54	-525,44	0,01*	7,39
	(246,02)	(243,84)		
PVI	-484,45	-490,57	0,21	5,81
	(248,13)	(248,39)		
PVC	-474,64	-484,07	0,02*	6,38
	(255,36)	(256,61)		
Valor p	p<10 ⁻² *	p<10 ⁻² *	-	p<10 ⁻² *

* valores-p menores que 0,05 implicando a rejeição da hipótese nula de não haver diferença.

As Figuras 5-4 a 5-6 mostram alguns dos sinais analisados com identificação do início obtido com e sem o operador TK.

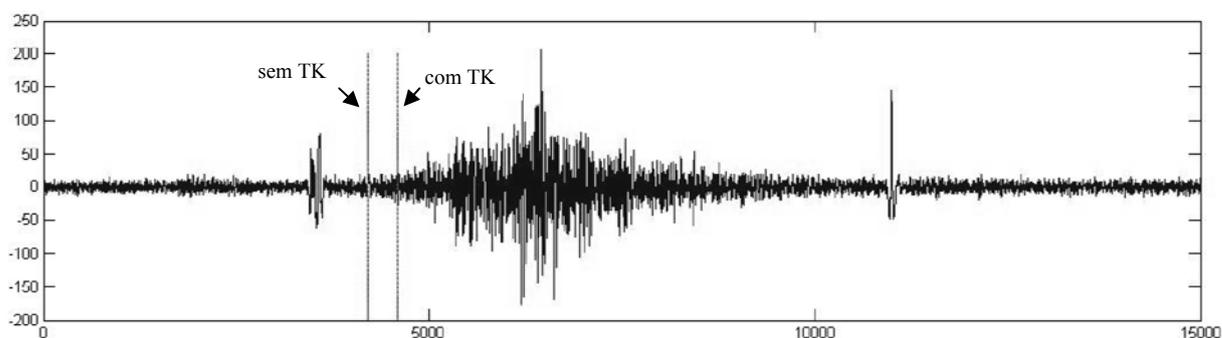


Figura 5-4. EMG de músculo glúteo com identificação de início obtida com e sem o TK. Amplitude em mV e abscissa em ms. A primeira marca vertical foi obtida com o sinal no domínio do tempo; a segunda marca foi obtida no domínio TK (veja as setas). Observa-se pequeno trecho de ruído antes e depois da atividade elétrica muscular na linha de base, o qual não interferiu na identificação do início pelo algoritmo desenvolvido.

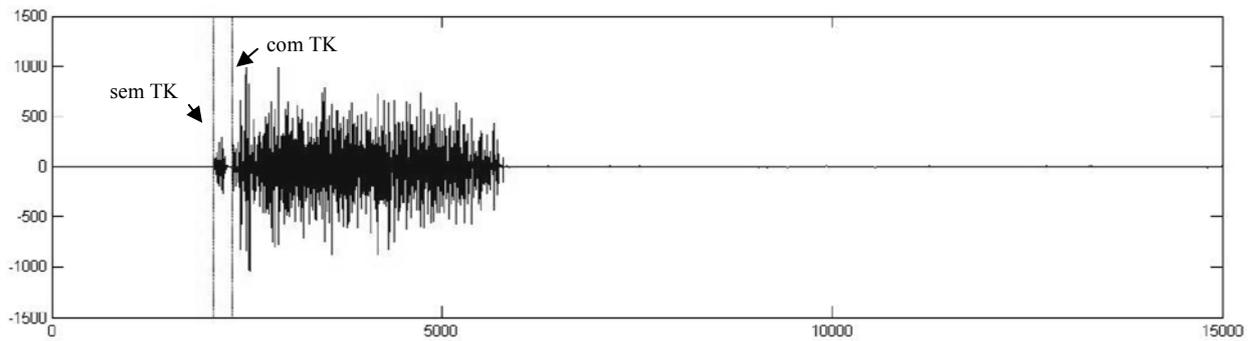


Figura 5-5. EMG de músculo semitendíneo com identificação de início obtida com e sem o TK. Amplitude em mV e abscissa em ms. A primeira marca vertical foi obtida com o sinal no domínio do tempo; a segunda marca foi obtida no domínio TK (veja as setas). Nota-se que o primeiro início identifica um ponto de ruído anterior à atividade elétrica. Este sinal apresentou SNR alta.

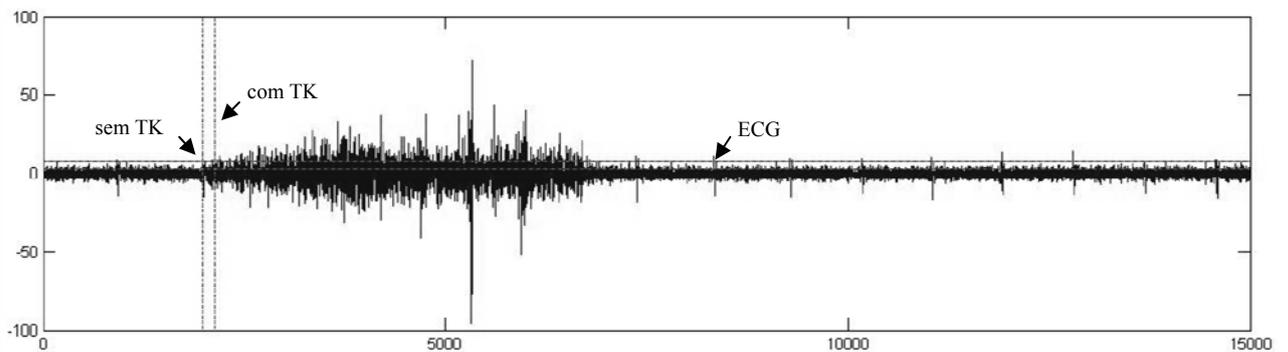


Figura 5-6. EMG de músculo paravertebral com identificação de início obtida com e sem o TK, em milissegundos. Amplitude em mV e abscissa em ms. A primeira marca vertical foi obtida com o sinal no domínio do tempo; a segunda marca foi obtida no domínio TK (veja as setas). Observa-se que o primeiro início identifica um ponto de ECG. As marcas verticais referem-se a desvios padrão da linha de base. A marca superior mostra 5 DP (seta à direita). Repare que o ECG neste sinal supera 5 DP. Este sinal obteve SNR baixa.

A Figura 5-7 traz os resultados após o teste Tukey-Kramer para latências no domínio do tempo (L) e para latências no domínio TK (LTK).

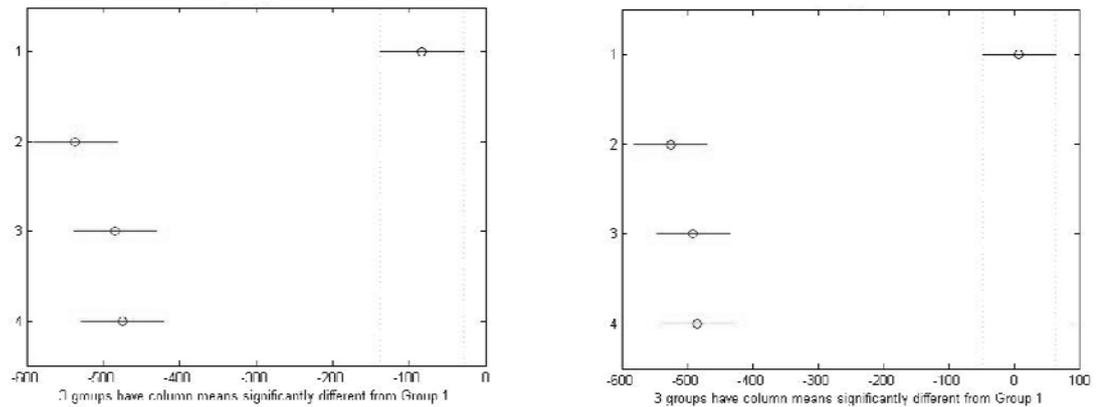


Figura 5-7. Resultado do teste Tukey Kramer para latências no domínio do tempo (L), à esquerda, e no domínio TK (LTK), à direita. (1) glúteo máximo; (2) semitendíneo; (3) PVI; (4) PVC.

A Figura 5-8 expõe os resultados após o teste Tukey-Kramer para a SNR dos músculos analisados.

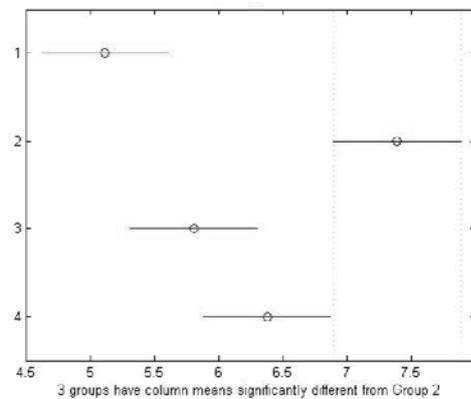


Figura 5-8. Resultado após o teste Tukey Kramer para SNR. (1) glúteo máximo; (2) semitendíneo; (3) PVI; (4) PVC.

A Tabela 5-2 mostra valores de atraso, calculados com a FCC, e de diferenças de latência obtidos com o algoritmo no domínio do tempo (DIT) e no domínio TK (DITK). Para a análise biomecânica dos valores obtido por meio da FCC, foi encontrado o valor p de 0,37, calculado por meio do teste ANOVA. Este valor p indica que não houve diferença significativa para as duplas de músculo entre si.

Tabela 5-2. Valores de atraso, em milissegundos, e de diferenças de latência. DIC - diferença entre inícios no domínio do tempo; DITK – diferença entre inícios no domínio TK; ACC - Atraso com correlação cruzada nos sinais com retificação de onda completa. Valores dados em médias e desvios padrões. As diferenças entre início de ativação entre pares de músculos foram calculadas nos domínios do tempo e do TK. Valores de médias em milissegundos e de respectivos desvios-padrões. Os músculos são glúteo máximo, semitendíneo, paravertebrais ipsilaterais (PVI) e paravertebrais contralaterais (PVC). Valores p obtidos por meio do teste ANOVA.

Pares de músculos	DIT	DITK	ACC	Valor p
Glúteo e semit	453.29 (419.08)	533.15 (473.78)	-86,02 (247,33)	p<10 ⁻² *
Glúteo e PVI	401.20 (394.74)	498.28 (447.61)	-39,30 (554,34)	p<10 ⁻² *
Glúteo e PVC	391.40 (409.20)	491.78 (460.75)	-53,23 (272,40)	p<10 ⁻² *
PVI e PVC	-9.81 (102.88)	-6.49 (97.46)	-46,08 (572,63)	0.68
Semit e PVI	-52.09 (101.96)	-34.87 (101.03)	37,15 (591,99)	0.18
Semit e PVC	-61.89 (135.70)	-41.35 (129.61)	24,03 (234,16)	p<10 ⁻² *

* valores-p menores que 0,05 implicando a rejeição da hipótese de não haver diferença; valor p = 0,37 para a coluna ACC.

A Figura 5-9 traz os resultados após o teste Tukey-Kramer para os pares de músculos glúteo máximo e semitendíneo, glúteo máximo e PVC, semitendíneo e PVI, semitendíneo e PVC. Foram utilizados os dados da Tabela 5-2.

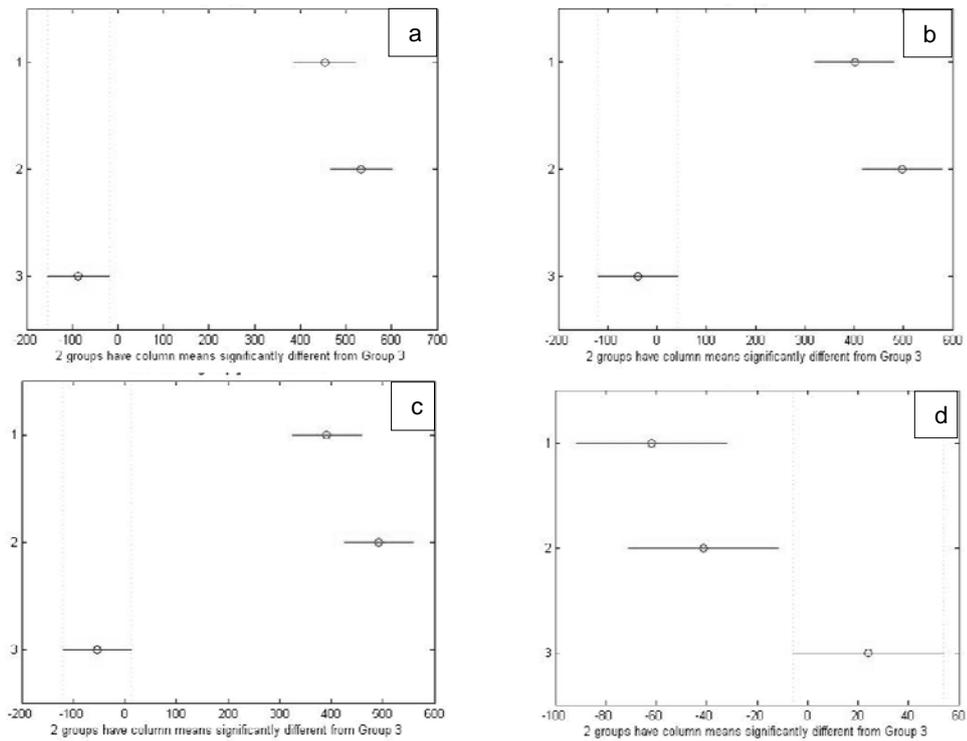


Figura 5-9. Resultado do teste Tukey-Kramer para os pares de músculos (a) glúteo e semitendíneo (b) glúteo e PVI, (c) glúteo e PVC, (d) semitendíneo e PVC. (1) DIT; (2) DITK; (3) ACC.

Capítulo 6. Discussão

O presente estudo desenvolveu um algoritmo robusto para identificação do início da atividade eletromiográfica. Este algoritmo foi testado em 372 sinais de movimento isotônico. Estes sinais apresentaram ruídos cuja amplitude superou três DP acima da média da linha de base inicial, mesmo após o filtro utilizado em processamento prévio. Os sinais dos músculos glúteo máximo e semitendíneo foram filtrados com *Butterworth* de 2ª ordem, passa-faixas com frequências de corte em 10 Hz e 450 Hz, aplicado em sentido direto e reverso, o que resultou em 4ª ordem final (MERLETTI E PARKER, 2004). Os sinais dos músculos paravertebrais, por conterem ECG, foram filtrados com o mesmo filtro entre 30Hz e 450 Hz, visando atenuar a contaminação por ECG (BUTTER *et al.*, 2009; DRAKE e CALLAGHAN, 2006; REDFERN *et al.*, 1993). Mesmo após esta filtragem, são encontrados ruídos e artefatos de diversos tipos, anteriores ao início do movimento, persistindo inclusive a contaminação por ECG. Foi utilizado o filtro nos sentidos direto e reverso do sinal, para que não houvesse mudança no parâmetro de fase do sinal evitando que o início da atividade muscular fosse identificado de maneira correta.

As características temporais da eletromiografia fornecem padrões de ativação de importante aplicação clínica (MCGILL *et al.*, 2003; HODGES e RICHARDSON, 1996). A detecção precisa de eventos motores, como a determinação exata do início da atividade eletromiográfica, é pré-requisito em estudos de controle motor e desempenho. Por exemplo, alguns estudos demonstraram que um atraso na ativação do glúteo máximo levaria à disfunção lombar (HUNGERFORD *et al.*, 2003, MOONEY *et al.*, 2001, VOGT *et al.*, 2003).

No entanto, não há um método padrão da determinação do início da ativação eletromiográfica, o qual possa servir de comparação de desempenho. Há estudos de avaliação de parâmetros temporais de EMG que nem sequer informam os métodos utilizados para identificação deste início mioelétrico (BOUISSET e ZATTARA, 1981; ODDSSON e THORSTENSSON, 1987). Os métodos mais comumente relatados são a inspeção visual por um observador treinado e o emprego de limiares automáticos objetivos. A inspeção visual consome tempo e trabalho, uma vez que exige a assistência de um técnico no computador, sendo necessária a verificação visual de cada trecho para garantir que o início seja significativo. A interferência de um operador implica em utilização de critérios subjetivos para delimitação do limiar. Por outro lado, um método de detecção de início de atividade

elétrica muscular no EMG por sistema automatizado tem a vantagem de que grandes quantidades de sinais EMG podem ser rapidamente e objetivamente processadas.

Alguns dos sinais de EMG analisados neste estudo apresentaram taxa de aumento de amplitude lenta no início da atividade elétrica muscular (Figuras 5-4 e 5-6). Torna-se um desafio para os algoritmos de detecção automática identificar o ponto exato de início numa faixa ampla de transição. Métodos de detecção comumente determinam o início como o instante em que a atividade muscular excede um limiar, o qual corresponde a dois ou três DP de dispersão da linha de base anterior. A presença de ruídos e artefatos na linha de base inicial amplifica o valor de DP. Uma vez que o limiar de detecção do início é fundamentado em DP, a presença de ruídos e artefatos amplifica este valor de limiar, atrasando a detecção do início da atividade muscular (ALISON, 2003).

Um algoritmo composto de um filtro do tipo média móvel que percorresse o sinal desde a linha de base até o início da ativação muscular, em busca de um valor específico, não seria eficaz para detecção correta do início da ativação muscular. Neste caso, seriam detectados como falsos inícios os complexos QRS do ECG ou os ruídos da linha de base anteriores à atividade muscular. Aumentar o valor limiar para até 5 DP acima da média diminui o número de inícios falsos, porém à custa de um significativo atraso temporal na detecção do início. Por outro lado, a utilização do limiar de 2 DP acima da média favorece o erro tipo II, ou seja, falha na detecção da atividade muscular quando o músculo já estivesse ativo (HODGES e BUI, 1996).

O método automático requer algoritmos computacionais robustos para determinação da ativação muscular. Interferências no EMG por artefatos de movimento ou complexos QRS de ECG podem obscurecer o início da atividade muscular (ALISON, 2003; HODGES e BUI, 1996). Por esta razão, qualquer método completamente automatizado para identificação de início de atividade elétrica muscular precisa reconhecer e rejeitar os trechos em que o início mostra-se confuso por estas interferências (HODGES e BUI, 1996). Para resolver o problema dos falsos inícios, o algoritmo desenvolvido neste estudo utilizou uma informação adicional para detecção automática do início da ativação muscular: o ponto de início do movimento, uma informação de sinal de sensor posicional. Este ponto, adicionado a 800 ms, foi posicionado no EMG. Assim, o filtro de média móvel partiu de um ponto inicial posterior aos falsos inícios para uma busca retroativa da linha de base imediatamente anterior ao início da atividade muscular. Encontrando a linha de base, realizou-se a busca progressiva do limiar de de 3 DP e, em seguida, a busca retroativa do limiar de 2 DP, determinando o ponto de início.

Desta forma, o algoritmo determinou, em uma faixa de transição entre a linha de base e a atividade muscular, um ponto mais preciso de início da ativação, tendo como limiar final 2 DP (Fig. 4-2).

ALISON (2003), considerando a resposta reflexa espinhal motora a um estímulo previamente dado, citou alguns casos nos quais o tamanho da janela do algoritmo de busca foi limitado por expectativas de latência de resposta. Ele considerou que a janela fisiológica estaria entre 50 e 200 ms e latências detectadas fora da janela de limitação refletiriam uma resposta não compatível com o movimento analisado. Pode-se dizer que ele considerou uma informação fisiológica para limitar a detecção de falsos alarmes. O presente estudo também considerou uma informação fisiológica no algoritmo desenvolvido para detecção de início: o início do movimento. Portanto, iniciar o algoritmo de detecção na janela baseada em limites fisiológicos limitaria o potencial de detecção de falsos alarmes.

Considerando-se que o EMG é a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à contração muscular (DE LUCA, 2006), a detecção deste início seria determinada pelo primeiro potencial de ação da unidade motora. Este potencial de ação provocaria mudanças tanto de amplitude quanto de frequência no sinal EMG. Deve ser assumido que, no EMG de superfície, ocorre um processo de filtragem, devido ao efeito do volume dos tecidos condutores (MERLETTI e PARKER, 2004). Assim, a oscilação de frequência e de amplitude do início da atividade mioelétrica é atenuada. Isso dificulta a exatidão da detecção do ponto de início.

No presente estudo, o operador de energia TK foi aplicado aos sinais filtrados para aprimoramento da detecção do início do movimento. Sua aplicação no sinal EMG é caracterizada por um algoritmo simples e rápido, segundo a Equação 3-2. O operador de energia TK tem saída proporcional ao produto da amplitude e da frequência instantâneas do sinal de entrada (Eq. 3-10), e enfatiza a transição de amplitude observada no início de ativação do sinal EMG (Fig. 5-2). Portanto, espera-se que a aplicação do operador TK apresente um reflexo das alterações do sinal, levando ao melhor desempenho na detecção de início da atividade eletromiográfica.

O algoritmo desenvolvido neste estudo foi aplicado no sinal filtrado (bruto) e no sinal com aplicação do TK. Foram calculadas latências de ativação (Eq. 4-1) utilizando-se valores de início obtidos nos dois casos (L e LTK). Conforme a Tabela 5-1, a aplicação do TK trouxe mudança estatisticamente significativa nos valores de latências encontrados.

A análise visual dos EMGs revela que a aplicação do algoritmo nos sinais brutos, em alguns casos, resultou na identificação de alguns falsos inícios, o que não aconteceu com valores de início identificados no domínio TK. Alguns destes sinais estão nas Figuras 5-4 a 5-6. A Figura 5-5 mostra um falso início devido a um ruído próximo à atividade muscular, identificado sem o TK. A Figura 5-6 mostra um falso início devido ao ECG. Nas mesmas figuras, o início identificado no domínio TK é o início “correto”, quando comparado ao falso início anterior. Concluindo, o emprego do operador TK permitiu melhorar o desempenho do algoritmo de detecção de início da ativação muscular e sua aplicação resultou em nenhuma detecção de falsos inícios, mesmo com sinais contaminados com ECG.

Em estudos de comparação de técnicas de detecção de início de atividade muscular em EMG (SOLNIK *et al.*, 2008; HODGES e BUI, 1996), os trechos do sinal em que o início mostra-se confuso foram excluídos, para que a precisão de cada método fosse determinada pela avaliação de início da atividade elétrica muscular. O presente estudo utilizou os sinais sem modificações, para detecção de início real. Mesmo nesta situação, o algoritmo desenvolvido, utilizado nos sinais após a aplicação do TK, detectou inícios sem nenhum caso de falso alarme.

O TK permitiu um melhor desempenho na identificação do início independentemente da SNR do sinal. Os sinais do glúteo máximo obtiveram os menores valores de SNR (Tabela 5-1). Concomitantemente, obteve-se também a menor correlação entre os resultados obtidos com e sem a aplicação do TK (Fig. 5-3). Assim, os sinais de baixa SNR permitiram bons desempenhos com o TK. Tem sido sugerido que os algoritmos de detecção de início de ativação elétrica muscular teriam bons resultados apenas em sinais de alta taxa SNR (WINTER, 1984) e que o operador TK seria responsável pelo aumento da SNR no EMG (LAUER e PROSSER, 2009), melhorando o desempenho da detecção do início. O estudo de Li *et al.* (2007) aplicou o operador TK em sinais experimentais e simulados, tendo encontrado melhor performance na identificação do início da atividade mioelétrica com a utilização do operador TK, especialmente nos casos de baixa SNR.

O presente estudo obteve bons resultados em sinais de valores SNR tanto baixos quanto altos (Tabela 5-1). Outros estudos encontraram bons resultados na aplicação do TK em detecção do início da atividade mioelétrica, independentemente da SNR. SOLNIK *et al.* (2008) aplicaram o operador TK em sinais experimentais e obtiveram melhor acurácia da detecção do início da atividade com o TK, independentemente da SNR, segundo coeficientes de correlação. LAUER e PROSSER (2009) aplicaram o operador TK em sinais experimentais

de crianças portadoras e não portadoras de paralisia cerebral. O método visual foi aplicado com o operador TK ou com o método estatístico, obtendo melhores resultados com o operador TK.

De acordo LAUER e PROSSER (2009), o operador TK deveria ser aplicado apenas em sinais cuja frequência máxima correspondesse a um quarto da frequência de amostragem. De acordo com esta afirmação, como o sinal de EMG comporta frequências de até 500 Hz, a frequência amostral deveria ser de 2000 Hz para que fosse possível a aplicação do operador TK. Em 1990, KAISER (1990) propôs uma restrição semelhante para o emprego do operador no cálculo da energia do sinal. Conforme a equação 3-10, a utilização de frequência de amostragem superior a oito vezes a frequência máxima do sinal implicaria limitar-se Ω a $\pi/4$. Nessas condições a aproximação de $\sin \Omega = \Omega$ é razoável, implicando erros sempre inferiores a 11%. Entretanto, na situação específica deste estudo, o operador TK é usado apenas para identificação do início da ativação, mas não pode ser utilizado como estimador da energia do sinal, tendo em vista que foi aplicado no sinal de SEMG com frequência de amostragem de 1000 Hz.

A análise dos resultados da Tabela 5-1 em relação ao músculo glúteo máximo mostra que a aplicação do TK mudou a interpretação biomecânica do movimento em questão. O valor médio de latência obtido no domínio do tempo (L) foi negativo, o que significa que o glúteo iniciou sua atividade antes do movimento articular. Contudo, o valor médio de latência obtido no domínio TK (LTK) foi positivo. Este resultado considera que o músculo glúteo máximo iniciaria sua atividade após o início do movimento, diferentemente dos outros três grupos musculares. Segundo a definição de NEUMANN (2002), o músculo agonista é aquele mais diretamente relacionado à iniciação e execução de um movimento particular. No movimento analisado, extensão de quadril, o músculo glúteo máximo pode ser considerado o músculo que participa da execução do movimento, mas não da sua iniciação.

Métodos de detecção que utilizam a Transformada de Wavelet foram recém utilizados na detecção automática objetiva (MERLO *et al.*, 2003; VANOZZI *et al.*, 2010). A aplicação de MERLO *et al.* (2003) foi especificamente concebida para a identificação de uma PAUM, baseado em um modelo físico de ativação muscular. VANOZZI *et al.* propuseram uma nova abordagem para detectar os intervalos de ativação muscular, com base na detecção de discontinuidades no domínio *wavelet*. O método, contudo, produziu alguns falsos alarmes quando aplicado em EMGs de atividade isocinética. ALISON (2003) utilizou um método com normalização do sinal e determinação do maior desvio da integral média. Este último método,

assim como a aplicação de *wavelet*, produziu alguns falsos alarmes. No presente estudo, a aplicação do TK ao sinal, associado ao algoritmo de detecção que, para a identificação do sinal, utilizou-se a informação sensorial de início de movimento somada a 800 ms, para garantia de posicionamento do detector em região de atividade muscular, seguida de buscas retroativa e progressiva do início, obteve taxa zero de falsos alarmes.

Além do desenvolvimento do algoritmo associado ao uso do TK, o presente estudo utilizou a FCC na determinação do atraso entre ativação de pares de músculos. O cálculo do atraso entre dois sinais tradicionalmente tem sido realizado por meio da FCC, uma vez que a posição do pico da função reflete este atraso (LYNN, 1973; PANERAI *et al.*, 1999). LI e CALDWELL (1999) introduziram o uso da FCC em sinais de EMG, que vem sendo utilizada em vários trabalhos científicos para o cálculo do atraso entre ativação de músculos (BENGOETXEA *et al.*, 2010; MADILL *et al.*, 2009; DOREL *et al.*, 2008; KEOGH *et al.*, 2006; BARRY e CARLSON, 2004; LI e CALDWELL, 1999).

Este estudo empregou a FCC para o cálculo do atraso entre pares de EMGs, tendo sido utilizado o sinal em retificação de onda completa. O cálculo da FCC envolve um produto médio na sua equação (Eq.3-24) e deve ser considerado que o EMG “bruto” apresenta valores negativos e positivos. Valores negativos do EMG seriam responsáveis por falsos resultados nulos ao longo da função. Uma outra maneira de aplicar a FCC seria no domínio RMS. Este estudo optou por utilizá-la em retificação de onda completa para a comparação com os valores obtidos com o algoritmo desenvolvido.

Segundo KEENAN *et al.* (2007), a FCC seria influenciada por vários fatores, tendo relação inversa com o nível de excitação muscular, a velocidade de condução da UM e o tamanho físico do músculo. Os valores obtidos na FCC teriam relação direta com a gordura subcutânea e a condutividade da pele. Em resumo, a FCC teria valores menores proporcionalmente ao menor comprimento da fibra muscular, à maior variabilidade do alinhamento potencial de sincronismo de fibras, à menor camada de tecido subcutâneo e à maior amplitude nas velocidades de condução de unidades motoras e número de inervações. A FCC seria minimamente influenciada pelo *cross talk*. Para estudos que consideram o valor do pico da função, estas informações são relevantes. Contudo, o presente estudo considerou apenas a posição do valor do pico. Dessa forma, estes fatores não têm influência nos resultados obtidos neste trabalho. O valor do pico da correlação cruzada entre EMGs pode ser considerado um método objetivo para avaliação e comparação sistemática dos padrões de atividade muscular. A magnitude do pico seria utilizada para quantificação objetiva da

similaridade de padrões de ativação entre pares de EMG, enquanto que a posição deste valor de pico reflete o atraso entre os EMGs analisados no domínio do tempo.

No presente estudo, foram calculados valores de atraso por meio da FCC e de diferenças entre inícios obtidos pelo algoritmo desenvolvido nos domínios do tempo e TK. Os resultados mostraram que os valores de atraso obtidos com a FCC são muito diferentes dos valores de diferenças entre inícios (Tabela 5-2 e Figura 5-9).

Não foram encontrados estudos que comparassem objetivamente os valores de início de ativação muscular obtidos por meio de métodos clássicos com os resultados de atraso obtidos por meio da FCC. BENGOETXEA *et al.* (2010) compararam padrões de EMG por meio do cálculo do valor de pico e o atraso da FCC. A FCC foi calculada entre pares de músculos durante realização do movimento da figura de oito com o membro superior de duas maneiras: (1) a reprodução do mesmo movimento e (2) o mesmo movimento realizado em sentidos diferentes. DOREL *et al.* (2008) utilizaram a FCC entre EMGs da mesma tarefa realizada em dois momentos, ou seja, teste reteste. A resposta ao treinamento com pedaladas em nível submáximo foi analisada com cálculo de FCC e obtenção do valor de pico e do valor de atraso para EMGs do mesmo músculo durante a mesma tarefa realizada antes e depois do treinamento. KEOGH *et al.* (2006), em estudo sobre padrões musculares do movimento manual de agarrar, realizaram o cálculo da FCC para obtenção de valor de pico e de atraso. Estes estudos apenas consideraram o valor de atraso calculado por meio da FCC, sem compará-lo a métodos de detecção de início.

BARRY e CARLSON (2004) utilizaram a FCC para examinar padrões de relação entre o par de músculos cabeça longa e curta do bíceps braquial durante realização de tarefas. Os autores decidiram calcular a FCC dos EMGs somente em último caso, para confirmação de padrões de ativação muscular previamente analisados por meio de parâmetros tradicionais de amplitude de EMG. Contudo, não calcularam valores início de ativação muscular para serem comparados com os valores de atraso obtidos por meio da FCC. Como o pico da FCC esteve posicionado próximo à origem no gráfico, o atraso entre músculos foi considerado nulo ou praticamente nulo.

Na literatura, foi encontrado um estudo que apresentou os resultados de início de atividade muscular e resultados de atraso obtidos por meio da FCC, mas não realizou comparações entre eles (LI e CALDWELL, 1999). Estes autores introduziram o uso da FCC na EMG, para comparação de uma mesma tarefa em duas cadências diferentes. A FCC foi

calculada em pares de EMGs e foram considerados o atraso e o valor de pico da FCC nas duas condições. Os autores comentaram que, além dos métodos tradicionais de padrão das séries temporais de identificação, o coeficiente de correlação cruzada poderia ser usado para determinar mudança de fase com base em todo o perfil da série temporal sem ser submetida a julgamentos subjetivos do pesquisador.

HUG e DOREL (2009), em seu trabalho de revisão, comentam que os resultados obtidos por LI e CALDWELL (1999) com a técnica de correlação cruzada não foram comparados com os resultados de início obtidos com limiar de detecção. Ao realizarem esta comparação, obtiveram resultados controversos entre as duas técnicas. Eles comentaram que, como consequência, apesar de apresentar indiscutíveis benefícios metodológicos, a técnica de correlação cruzada deveria ser utilizada com cautela e, certamente, como complementar para o método clássico de detecção e a inspeção visual dos perfis de EMGs.

Este estudo concorda com HUG e DOREL (2009) sobre a FCC obter valores de atraso controversos em relação aos valores de início encontrados com o algoritmo de detecção. As três primeiras linhas da Tabela 5-2 mostram a comparação dos sinais do músculo glúteo máximo em relação aos músculos semitendíneo, PVI e PVC. Os valores de diferenças de inícios, em centenas, são muito maiores do que o valor de atraso calculado pela FCC, em dezenas, indicando que a FCC considera toda a extensão dos sinais comparados, e não apenas a posição de início. A explicação para isso estaria no fato de que a FCC mostra o atraso entre picos de ativação, em vez de início de ativação eletromiográfica.

A observação visual dos sinais dos quatro músculos na Figura 5-1 mostra que os quatro músculos apresentam comprimentos de sinal diferentes. O sinal do músculo glúteo máximo teve menor extensão de atividade elétrica muscular, ou seja, menor tempo de duração da contração muscular, quando comparado aos outros músculos. Seu início de atividade elétrica foi atrasado em relação aos demais. Isso explica que a diferença entre inícios do glúteo máximo em relação aos demais músculos foi maior do que a diferença dos demais músculos entre si. A diferença entre o músculo glúteo máximo e os outros, no domínio do tempo, está entre 786 e 795 ms, e no domínio TK, entre 818 e 840 ms. Em contrapartida, a diferença entre os outros músculos está, no domínio do tempo, entre -9 e 6, e, no domínio TK, entre 1 e 22 (Figura 5-1). Este fato foi confirmado na Tabela 5-2 nas colunas de diferença de inícios DIT e DITK.

A mesma Figura 5-1 deste estudo mostra que os quatro músculos obtiveram picos de contração em posições muito próximas. Concomitantemente, os valores de atraso calculados por meio da FCC estão entre -20 e 31, incluindo-se o músculo glúteo médio. Ao mesmo tempo, não houve diferença estatisticamente significativa entre os pares de músculos em relação aos valores de atraso calculados por meio da FCC (Tabela 5-2). Estes resultados revelam que a função de correlação cruzada mostraria resultados de atrasos entre músculos não em relação ao início, mas em relação ao pico de ativação elétrica. Novos estudos seriam necessários para comparações entre valores de atraso obtidos com a FCC e diferenças de início obtidas com algoritmos de detecção de limiar.

Teoricamente, temos duas informações importantes para a interpretação do EMG: valores de atraso entre picos de atividade, calculados por meio da FCC, e os valores de início, calculados por meio do algoritmo desenvolvido e aplicado no domínio TK. O cálculo do atraso entre sinais de EMG dado pela FCC pode ser considerado um dado a ser adicionado às informações de diferença entre inícios para a análise biomecânica do movimento.

Com estes dados, podemos realizar uma análise do padrão de recrutamento muscular do movimento de extensão de quadril com extensão de joelho em indivíduos saudáveis. Neste movimento, o músculo glúteo máximo teve atividade elétrica posterior aos outros músculos e posterior ao início do movimento. Contudo, não houve diferença temporal entre o pico de ativação dos quatro músculos, ou seja, sua ativação máxima aconteceria de maneira simultânea.

Capítulo 7. Conclusão

Este estudo compreendeu o desenvolvimento de um algoritmo para detecção automática acurada do início da atividade elétrica muscular. Foram testados 372 sinais, sendo metade contaminada com ECG. Este estudo corrobora outros na indicação de que a aplicação do operador TK favorece a identificação correta de início de ativação mioelétrica para sinais de EMG experimentais, independentemente da SNR. Suas vantagens incluem ser um operador de fácil aplicação com mínimo grau de complexidade computacional.

O estudo envolveu ainda a detecção da ordem de ativação dos músculos glúteo máximo, semitendíneo e paravertebrais durante o movimento de extensão de quadril com o joelho estendido, em decúbito ventral, em indivíduos saudáveis. Para tanto, foram comparados os atrasos medidos entre os pontos de início da ativação e os valores de pico da FCC.

A FCC forneceu informação diferenciada, refletindo a posição de pico de ativação elétrica muscular em vez do seu início. Novos estudos seriam necessários para comparações entre valores de atraso obtidos com a FCC e diferenças de início obtidas com algoritmos de detecção de limiar.

Os resultados mostraram que no movimento de extensão de quadril com extensão de joelho, em indivíduos saudáveis, o músculo glúteo máximo teve atividade elétrica posterior aos outros músculos e posterior ao início do movimento. Contudo, não houve diferença temporal entre o pico de ativação dos quatro músculos, ou seja, suas ativações máximas aconteceram de maneira simultânea.

Conseqüentemente, os métodos estudados fornecem duas informações importantes para a interpretação do EMG temporal: valores de atraso entre picos de atividade, calculados por meio da FCC, e os valores de início, calculados por meio do algoritmo desenvolvido e aplicado no domínio TK. O TK e a FCC teriam vasta aplicação em estudos biomecânicos com EMG, principalmente para maior fidedignidade em situações de ativação muscular nas quais forem investigadas ações antecipatórias ou a ordem do recrutamento muscular durante o movimento analisado.

Referências Bibliográficas

- ABBINK, J.H., VAN DER BILT, A., VAN DER GLAS, H.W., 1998. “Detection of onset and termination of muscle activity in surface electromyograms”. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 25, n. 5, p. 365–369.
- AGOSTINI V., NASCIMBENI B., GAFFURI B., *et al*, 2010. “Normative EMG activation patterns of school-age children during gait”. *Gait and Posture* (32), p. 285–289.
- ALLISON, G. T., 2003.”Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG Artifact”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 3, p. 209-216.
- ATTEBRANT, M., MATHIASSEN, S.E., WINKEL, J., 1995. “Normalizing Upper Trapezius EMG Amplitude: Comparison of Ramp and Constant Force Procedures”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 5, n. 4, p. 245-250.
- BARRY., B.K., CARSON, R.G., 2004. “Transfer of resistance training to enhance rapid coordinated force production by older adults”. *Exerimental Brain Research*, 159, p. 225–238.
- BECK TW, HOUSH TJ, WEIR JP, *et al.*, 2006. “An examination of the Runs Test, Reverse Arrangements Test, and modified Reverse Arrangements Test for assessing surface EMG signal stationarity”. *Journal of Neuroscience Methods*, 30; 156(1-2), p. 242-8.
- BENGOETXEA, A., DAN, B., LEURS, F., *et al.*, 2010. “Rhythmic muscular activation pattern for fast figure-eight movement”. *Clinical Neurophysiology*, 121, p. 754–765.
- BOLGLA, L.A., UHL, T.L., 2007. “Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature”. *Journal of Electromyography and Kinesiology* v. 17, n. 1, feb., p. 102-111.
- BOUISSET, S., ZATTARA, M.A., 1981. “Sequence of postural adjustments precedes voluntary movement.” *Neuroscience Letters*, v. 33, n. 2-3, p. 263-270.

- BULLOCK-SAXTON, J. E.; JANDA, V.; BULLOCK, M. I. 1996. "The influence of ankle determination of onset of muscle contraction using electromyography". *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v.101, n.6, p.511-519.
- BURDEN A., 2010. "How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, n. 6, dec, p. 1023-1035.
- BUTTLER, H.R., NEWELL, R., HUBLEY-K, C., *et al.*, 2009. "The interpretation of abdominal wall muscle recruitment strategies change when the electrocardiogram (ECG) is removed from the electromyogram (EMG)". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, p. e102–e113.
- CAVAZZUTI, L., MERLO, A., ORLANDI, F., *et al.*, 2010. "Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome". *Gait and Posture*, 32, p. 290–295.
- CHAPMAN, A.R., VICENZINO, B., BLANCH, *et al.*, 2008. "Does cycling effect motor coordination of the leg during running in elite triathletes?" *Journal of Science and Medicine in Sport*, v. 11, n. 4, jul, p. 371-380.
- COOLS, A.M., WITVROUW, E.E., DECLERCQ, G.A., *et al.*, 2003. "Scapular Muscle Recruitment Patterns: Trapezius Muscle Latency with and without Impingement Symptoms". *American Journal of Sports Medicine*, v. 31, n. 4, p. 542-549.
- CRAM, J. R., KASMAN, G. S., HOLTZ, J., 1998. *Introduction to surface electromyography*. 1 ed. Maryland: Aspen Publishers.
- DE LUCA, C.J., ERIM, Z., 2002. "Common drive in motor units of a synergistic muscle pair." *Journal of Neurophysiology*, v. 87, n. 4, p. 2200-2204.
- DE LUCA, C.J., 2002. *Surface electromyography: detection and recording*. DelSys Incorporated.

- DE LUCA, G., 2003. *Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition*. DelSys Incorporated.
- DE LUCA, C.J., 2006. "Electromyography". In: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, John G Webster, Ed. John Wiley Publisher, p. 98-109.
- DOREL, S., COUTURIER, A., HUG, F., 2008. "Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, p. 857–865.
- DRAKE, J.D.M., CALLAGHAN, J.P., 2006. "Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 2, p. 175-187.
- EKSTRON, R.A., SODERBERG, G.L., DONATELLI, R.A., 2005. "Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, p. 418–428.
- FRANÇA, J.L., 2004. *Manual para normalização de publicações técnico-científicas*. 7 ed. Belo Horizonte: Editora UFMG.
- GREGOR, R.J., BROKER, J.P., RYAN, M.M., 1991. "The biomechanics of cycling". *Exerc Sport Sci Rev*, 19, p.127–69.
- GUYTON, A.C., HALL, J.E, 2006. *Textbook of Medical Physiology*. 11 ed. Philadelphia: Elsevier Saunders.
- HODGES, P.W., HUI, B.H., 1996. "A comparison of computer based methods for the determination of onset muscle contraction using electromyography." *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, v. 101, n. 6, p. 511–519.
- HODGES, P.W., RICHARDSON, C.A., 1996. "Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transverses abdominis." *Spine*, 21, p. 2640–50.

- HORTOBÁGYI, T., SOLNIK, S., GRUBER, A., RIDER, P., *et al.*, 2009. “Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation.” *Gait and Posture*, 29, p. 558–564.
- HUG, F., DOREL, S., 2009. “Electromyographic analysis of pedaling: A review.” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, p. 182–198.
- HUG, F., 2011. “Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, p. 1–12.
- HUNGERFORD, B., GILLEARD, W., HODGES, P., 2003. “Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain.” *Spine*, v.28, n.14, p. 1593-1600.
- JOHANSON, M.E., RADTKA, S.A., 2006. “Amplitude threshold criteria improve surface electrode specificity during walking and functional movements.” *Gait and Posture*, 24, p. 429–434.
- KAISER, J.F., 1990. *On a simple algorithm to calculate the energy of a signal*. ICASSP-90, p. 381–384.
- KANDEL, E.R. SCHWARTZ, J.H., JESSELL, T.M., 2000. *Principles of Neural Science*. 4 ed. New York: McGraw-Hill.
- KEOGH, J., MORRISON, S., BARRETT, R., 2006. “Age-related differences in inter-digit coupling during finger pinching.” *Eur J Appl Physiol*, 97, p. 76–88.
- KIBLER, W.B., SCIASCIA, A.D., UHL, T.L. *et al.*, 2008. “Electromyographic Analysis of Specific Exercises for Scapular Control in Early Phases of Shoulder rehabilitation”. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 36, n. 9, p. 1789-1798.
- KONG, Y.K., HALLBECK, M.S., JUNG, M.C., 2010. “Crosstalk effect on surface electromyogram of the forearm flexors during a static grip task.” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, n. 6, dec, p. 1223-1229.

- LATHI, B.P., 2004. *Sinais e Sistemas Lineares*, 2 ed, Bookman.
- LAUER, R.T., PROSSER, L.A., 2009. “Use of the Teager-Kaiser energy operator for muscle activity detection in children”. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 37, v. 8, p. 1584–1593.
- LI, X., ARUIN, A.S., 2005. “Muscle activity onset time detection using Teager-Kaiser energy operator”. In: *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, 7, p.7549–7552.
- LI, L., CALDWELL, G.E., 1999. “Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence.” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, p. 385–389.
- LI, X., ZHOU, P., ARUIN, A.S., 2007. “Teager–Kaiser energy operation of surface EMG improves muscle activity onset detection.” *Annals of Biomedical Engineering*, v. 35, n. 9, p.1532–1538.
- LINDSTROM, L.R., BROMAN, H., MAGNUSSON, R., *et al.*, 1973. *Neurophysiology*; 7, p.801.
- LYNN P.A., 1973. *An Introduction to the analysis and processing of Signals*. London and Basingstore. The Macmillan Press.
- MADELEINE, P., MATHIASSEN, S.E., ARENDT-NIELSEN, L., 2008. “Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck–shoulder pain during a standardised repetitive arm movement.” *Experimental Brain Research*, 185, p. 689–698.
- MADILL, S.J., HARVEY, M.A., MCLEAN, L., 2009. “Women with SUI demonstrate motor control differences during voluntary pelvic floor muscle contractions”. *International Urogynecology Journal*, v. 20, n. 4, 447-459.
- MAGEE, D.J., 2008. *Orthopedic Physical Assessment*. 5 ed. St Louis, MO. Elsevier Health Sciences.

- MCGILL S.M., GRENIER, S., KAVCIC, N., *et al.*, 2003. "Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, p. 353–9.
- MELLOR, R., HODGES, P., 2005. "Motor unit synchronization between medial and lateral vasti muscles." *Clinical Neurophysiology*, v. 116, n. 7, jul, p. 1585-1595.
- MERLETTI, R.; PARKER, P.A., 2004. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. S.I.: Piscataway. IEEE Press.
- MERLETTI, R., 1999. "Standards for reporting EMG data". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 1, p. III-IV.
- MERLO, A., FARINA, D., MERLETTI, R., 2003. "A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 50, n. 3, p. 316–323.
- MICERA, S., SABATINI, A.M., DARIO, P., 1998. "An algorithm for detecting the onset of muscle contraction by EMG signal processing." *Medical Engineering and Physics*, 20, p. 211–215.
- MOONEY, V., POZOS, R., VLEEMING, A., *et al.*, 2001. "Exercise treatment for sacroiliac pain." *Orthopedics*, v. 24, n. 1, p. 29-32.
- MOREY-KLAPSING, G., ARAMPATZIS, A., BREUGGEMANN, G.P., 2004. "Choosing EMG parameters: comparison of different onset determination algorithms and EMG integrals in a joint stability study". *Clinical Biomechanics*, v. 19, n. 2, p. 196–201.
- MORRISH, G., 1999. "Surface electromyography: Methods of analysis, reliability, and main applications." *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 11 (3-4), p. 171-205.
- NEUMANN, D.A., 2002. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. St Louis. Mosby.

- NIELSEN, J.L.G., HOLMGAARD, S., JIANG, N., *et al.*, 2009. “Enhanced EMG Signal Processing for Simultaneous and Proportional Myoelectric Control.” *31st Annual International Conference of the IEEE*. EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, sep 2-6.
- ODDSSON, L., THORSTENSSON, A., 1987. “Fast voluntary trunk flexion movements in standing: motor patterns.” *Acta Physiol Scand*, v. 129, n. 1, p. 93-106.
- PANERAI, R.B., AMBROSINI, A., BORTOLOTTI, C., *et al.*, 1999. “Spectrum Analysis and Correlation.” In WEBSTER, J.G. *The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook*, chapter 83, Boca Raton, USA, CRC Press LLC.
- RAINOLDI, A., MELCHIORRI, G., CARUSO, I. , 2004. “A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles.” *Journal of Neuroscience Methods*, v. 134, n. 1, p. 37-43.
- REDFERN, M.S., RUGHES, R.E., CHAFFIN, D.B., 1993. “High-Pass Filtering to remove Electrocardiographic Interference from Torso EMG Recordings.” *Clinical Biomechanics*, v. 8, n. 1, p. 44-48.
- MELLO, R.G.T., OLIVEIRA, L.F., NADAL, J., 2007. “Anticipation mechanism in body sway control and effect of muscle fatigue.” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, p. 739–746.
- ROUFFET, D.M., HAUTIERA, C.A., 2008. “EMG normalization to study muscle activation in cycling.” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 5, oct, p. 866-878.
- SAKAMOTO, A.C., TEIXEIRA-SALMELA, L.F., DE PAULA-GOULART, F.R., *et al.*, 2007. “Muscular activation patterns during active prone hip extension exercises.” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 1, p.105–112.
- SOLNIK, S., DEVITA, P., RIDER, P., *et al.*, 2008. “Teager–Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noise ratio” *Acta Bioeng. Biomech.*, v. 10, n. 2, p.65–68.

- SOPER, C, HUME, PA., 2004. "Towards an ideal rowing technique for performance. The contributions from biomechanics." *Sports Medicine*, 34, p. 825–48.
- STAUDE, G., WOLF, W., 1999. "Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals". *Medical Engineering and Physics*, v. 21, n. 6-7, p.449-467.
- VAN BOXTEL, G.J.M.L., GERAATS, H.D., VAN DEN BERG-LENSSSEN, M.M.C., *et al.*, 1993. "Detection of EMG onset in ERP research." *Psychophysiology*, p. 405-412.
- VANNOZZI, G., CONFORTO, S., D'ALESSIO, T., 2010. "Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, p. 767–772.
- VIEIRA, T.M.M, WINDHORST, U., MERLETTI, R., 2010. "Is the stabilization of quiet upright stance in humans driven by synchronized modulations of the activity of medial and lateral gastrocnemius muscles?" *Journal of Applied Physiology*, 108, p. 85–97.
- VOGT, L., PFEIFER, K., BANZER, W., 2003. "Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain." *Manual Therapy*, v. 8, n. 1, p. 21-28.
- WADSWORTH, D.J.S., BULLOCK-SAXTON, J.E., 1997. "Recruitment Patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement." *International Journal of Sports Medicine*, 18, p. 618-624.
- WINTER, D.A., YACK, H.J., 1987. "EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability." *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 67, p. 402-411.
- WINTER, D.A., 1984. "Pathologic gait diagnosis with computer averaged electromyographic profiles." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65, p. 393–398.