

O USO DA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE É VIÁVEL PARA A RETROALIMENTAÇÃO DE UMA PRÓTESE DE JOELHO ATIVA?

T. A. V. Zoccoli, C. C. Almeida, B. S. Sousa, D. C. Ornelas e V. R. F. S. Marães

Universidade de Brasília – UnB, Brasília, Brasil

e-mail: thanyezoccoli@hotmail.com

Resumo: Nos últimos anos, o interesse na análise de sinais de eletromiografia integradas ao *socket* de amputados de membros inferiores tem aumentado. Entretanto, registros adequados são de grande desafio para pesquisadores e clínicos. Esse artigo tem o objetivo de apresentar uma revisão sistemática a respeito da viabilidade do uso da EMG de superfície quando utilizada para alimentar uma prótese de joelho ativa. Com esse propósito, foram pesquisadas as bases de dados MEDLINE®, SciELO®, BVS®, PEDro®, ProQuest®, Periodicos.capes® e ISI®. De uma análise inicial de 173 trabalhos, apenas dez completaram os critérios. Após a análise dos estudos, concluiu-se que a eletromiografia se mostra efetiva para o controle neural de próteses, já que os sinais eletromiográficos são capazes de preceder o início dos movimentos e também podem ser associados a sensores mecânicos em caso de situações imprevisíveis.

Palavras-chave: Eletromiografia, amputados transfemorais.

Abstract: In the last few years, there has been an increased attention in analyzing electromyographic signals from within the sockets of lower-limb amputees. However, successful recording presents major challenges to both researchers and clinicians. This article aim to provide a systematic review of the viability of surface EMG when used to communicate to an active knee prosthesis. With this aim, seven databases were consulted: MEDLINE®, SciELO®, BVS®, PEDro®, ProQuest®, Periodicos.capes® and ISI®. Initially 173 articles were found, but only ten met the research criteria. In conclusion, surface electromyography appears to be effective for neural control of prosthesis, considering that EMG signals are capable of precede movement initiation and can also be associated with mechanical sensors in case of unpredictable situations.

Keywords: *Electromyography, transfemoralamputees.*

Introdução

A eletromiografia (EMG) é um procedimento de registro, avaliação e monitorização das atividades elétricas nas membranas excitáveis de células musculares, atividade na unidade motora e nervos locais, podendo ser verificados de forma muscular isolada ou em grupamentos musculares [1]. O registro da

eletromiografia é descrito através da fase de entrada (eletrodos em contato com a pele captam potencial de ação dos músculos em contração), processamento (ampliação do sinal elétrico) e por fim, fase de saída (conversão dos sinais elétricos em sinais visuais e sonoros), sendo que a mais de 68 anos a EMG vem sendo validada e consagrada através de estudos experimentais em relação a verificação de função muscular [2].

O uso da EMG como *feedback* para próteses ativas apresentam representatividade quantitativa e qualitativa, chegando a aproximadamente 270 artigos científicos na Biblioteca Virtual em Saúde (BSV/BIREME) principalmente para próteses de membros superiores, porém quando relacionado ao controle neural correlacionados aos membros inferiores apresentam escassez em artigos científicos, correspondendo a aproximadamente 30 artigos na mesma base de dados [3]. Entretanto, os estudos existentes evidenciam bons resultados no uso da eletromiografia de superfície como retroalimentação ativa positiva para próteses de membros ativa, devido a amplificação do nível de saída do sistema homem – prótese [4].

O uso da EMG nos grupamentos musculares inferiores é de extrema importância devido ao papel destes membros na postura, locomoção e sustentação do corpo [5]. Essas variáveis são alteradas funcionalmente com o uso da prótese ativa, em que essa instrumentação permite a verificação e planejamento de possíveis intervenções terapêuticas no amputado, afim de recuperação e adaptação à prótese. A EMG é um parâmetro que permite modificações no âmbito biomecânico, pois os sinais eletromiográficos indicam a qualidade do movimento e amplitude no membro amputado indicando a necessidade de alterações, estas que podem ser: no material da prótese, no apoio ou inclusão isquiática no *socket*, válvulas de sucção, travas, entre outros aspectos [6]. Visto que a eletromiografia apresenta grande aplicabilidade científica em avaliações de função muscular a partir da atividade elétrica, vê-se necessário evidenciar segundo a literatura o uso da mesma para avaliação de prótese ativa em amputações de membro inferior.

Materiais e métodos

Estratégias de pesquisa - A procura nas bases eletrônicas de dados foi realizada nos meses de março e

abril de 2014. Para essa revisão foram utilizados artigos científicos que tratavam da utilização do sistema de eletromiografia de superfície para a alimentação dos circuitos de uma prótese ativa de joelho. As bases de dados usadas como referências para a busca foram: MEDLINE® (Pubmed), LILACS® (Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde), SciELO® (Scientific Electronic Library Online), BVS® (Biblioteca Virtual em Saúde), PEDro® (Physiotherapy evidence database), ProQuest®, Periodicos.capes® e ISI® (Web of science) e as palavras chaves, utilizadas de forma combinada: amputados transfemorais e eletromiografia; transfemoral amputees and electromyography.

Crítérios de inclusão - Os artigos identificados pela estratégia de pesquisas foram avaliados, obedecendo rigorosamente aos critérios: a) ano de publicação inferior a 10 anos (após 2004); b) abordar exclusivamente amputados transfemorais; c) fazer a descrição dos filtros, frequência de amostragem e a posição dos eletrodos; d) utilizar prótese ativa de joelho. Tais estratégias foram tomadas com o intuito de maximizar os resultados da pesquisa, uma vez que foi constatada escassez de literatura. Os estudos que não obedeceram aos critérios supracitados foram excluídos.

Seleção dos estudos - Inicialmente dois revisores realizaram as buscas de forma independente, em seguida foi feita a leitura dos resumos dos artigos selecionados e posteriormente do texto completo, finalmente na fase final os remanescentes foram incorporados em uma única tabela em acordo com ambos.

Resultados

A figura 1 resume a pesquisa bibliográfica. A busca resultou em um total de 173 trabalhos, destes: 36 na base de dados MEDLINE®, 7 na SciELO®, 3 na BVS®, 6 na PEDro®, 53 na ProQuest®, 51 na Periodicos.capes® e 17 na ISI®. Na primeira etapa (Leitura dos títulos e resumo) foram excluídos 54 trabalhos. Os 119 artigos remanescentes seguiram para a segunda etapa (Preenchimento dos critérios de inclusão) e desses, 110 foram excluídos: 67 artigos por não tratarem do tema da pesquisa, 25 por apresentarem títulos repetidos, 4 por serem publicados antes de 2004, 9 por tratarem de prótese osteointegrada, 12 por abordarem amputados transtibiais e 2 por não ter sido possível o acesso ao texto completo. Ao final da análise, 9 artigos foram incluídos nessa revisão.

Pesquisas recentes têm demonstrado resultados promissores no uso das informações da EMG como fonte de controle neural, provenientes dos músculos remanescentes à amputação para o controle voluntário de próteses artificiais, elas permitem ao usuário a operação intuitiva da prótese baseada na sua própria intenção [7].

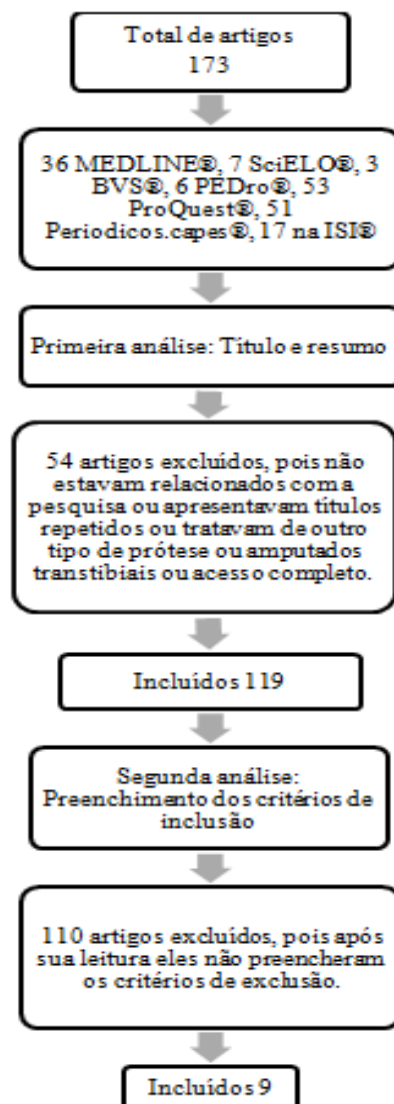


Figura 1: Fluxograma da pesquisa.

Os resultados dos estudos selecionados são apresentados na tabela 1 (anexo). Houve uma predominância pela utilização dos tradicionais eletrodos bipolares, assim como da frequência de amostragem de 1000 Hz e o filtro passa-banda de 20-500 Hz com pequenas variações nesses valores, a quantidade de canais foi de 10 a 16. A população de estudo não ultrapassou 10 voluntários com amputação transfemoral, tornam-se difícil de estabelecer um padrão de ativação ou configuração.

Quanto ao posicionamento dos eletrodos a distribuição foi discrepante, havendo grande variação entre a quantidade e seleção dos músculos remanescentes e apenas um estudo com o uso de eletrodos em matriz foi encontrado na revisão, porém como não preencheu os critérios de inclusão, não foi integrado ao estudo. É interessante ressaltar também os estudos que realizaram a aquisição do sinal de acordo com a intensidade da ativação muscular pela EMG, uma abordagem diferente e promissora [8,15].

Diversos foram os protocolos de avaliação, tanto

estáticos quanto dinâmicos na tentativa de simular situações rotineiras na vida de um amputado transfemoral, como por exemplo, caminhada a nível do solo, obstáculos, subida e descida de rampas e escadas.

Com relação à efetividade da EMG como fonte de controle neural intencional de uma prótese de joelho ativa, se trata de um novo ramo de pesquisa ascendente em volume e qualidade de estudos, com maior quantidade de trabalhos a partir do ano de 2011. Nessa revisão podemos verificar que se trata de um campo promissor com bons resultados, tanto para reconhecimento de diferentes padrões de marcha quanto para variações de velocidade e para adaptações rápidas, como mudanças de velocidade e angulação. Somente 1 artigo relatou que a posição angular do membro contralateral era superior à eletromiografia, todavia também não foi incluído na revisão por não atender aos critérios de inclusão.

Discussão e conclusão

Recentemente, os avanços em próteses para membro inferior controladas por microcomputador têm se revelado promissores para melhorar a locomoção e a qualidade de vida dos indivíduos com amputação de membro inferior. No entanto, a dinâmica dessas próteses ainda apresenta alguns desafios por depender de fatores como a intenção de locomoção do usuário, o tipo de tarefa e os diferentes níveis de solo [8,9,10].

Diante da necessidade de controle neural para próteses de membro inferior, Huang et al. [11] realizaram um estudo com o objetivo de investigar com que precisão a eletromiografia de superfície (EMG) combinada com reconhecimento de padrões (PR) poderiam identificar os modos de locomoção dos usuários e concluíram que o sistema de EMG PR dependente de fase foi capaz de reconhecer com precisão sete modos de tarefas. No entanto, com o intuito de melhorar a confiabilidade do reconhecimento de padrões (PR), foi desenvolvido um módulo adicional denominado de sensor de detecção de falha do módulo (SFD). Este módulo não só acompanhou as gravações dos eletrodos EMG individuais, mas recuperou o desempenho da classificação do sistema quando um ou mais sinais foram perturbados [12].

Geralmente, as próteses desenvolvidas controlam a impedância do joelho em cada fase da marcha. Porém, como a dinâmica e a cinemática da articulação do joelho variam entre os diferentes modos de locomoção, é necessário o desenvolvimento de próteses controladas pelo próprio utilizador, captando a função pretendida e não fases isoladas [9,10]. Nesse sentido, Huang e colaboradores [9] ressaltam que os sensores mecânicos respondem aos movimentos do paciente, enquanto os sinais eletromiográficos precedem o início dos movimentos e podem ser usados para ajudar a prever as transições de tarefas. Dessa forma, os autores propuseram o desenvolvimento de um algoritmo baseado na fusão neuromuscular para continuamente reconhecer uma variedade de modos de locomoção, e

concluíram que uma interface neuromuscular-mecânica e um vetor de suporte produziram 99% de acurácia na fase de apoio e 95% na de balanço. Zhang et al. [8] testaram em tempo real um sistema de reconhecimento de intenção desenvolvido para próteses baseado na fusão neuromuscular-mecânica e revelaram que o sistema concebido reconheceu o modo de execução da locomoção com alta precisão, além de ter previsto o modo de transição do paciente com amputação transfemoral. Nesse contexto, Du et al. [13] realizaram um estudo para melhorar ainda mais o desempenho de um sistema de locomoção através da introdução de informações sobre o ambiente de caminhada. Os autores mostraram que o sistema de reconhecimento associado ao conhecimento do ambiente superou significativamente o sistema sem a informação prévia.

Hoover et al. [10] propuseram o desenvolvimento e demonstração experimental de um sistema baseado em sinais de EMG de superfície para o controle direto de uma prótese transfemoral. A interface de controle experimentalmente implementada conferiu ao sujeito amputado um controle direto do torque do joelho, a partir da eletromiografia de superfície de músculos da coxa residual e da impedância do joelho cujo interruptores de ajuste eram baseados no contato do pé com o solo. A força foi efetivamente modulada através da EMG durante a fase de apoio aproveitando a fase de balanço. Na fase de balanço a influência da EMG em atingir a trajetória desejada foi considerada modesta. Segundo Wentink et al. [14], a iniciação da marcha em amputados transfemorais é diferente de não amputados, diante da falta de estabilidade e desprendimento da prótese. Assim, os autores estudaram a viabilidade de detecção da iniciação da marcha em tempo real através da EMG dos músculos e dados de sensores inerciais. A EMG foi capaz de antecipar a etapa de retirada dos dedos e choque do calcanhar 130-160 ms antes, o que resulta em tempo hábil para o controle da prótese.

No entanto, Zhang e colaboradores [15] ressaltam que a detecção de tropeços é tão importante quanto o sistema reconhecer a intenção de locomoção do usuário. Assim, os autores realizaram um estudo cujo objetivo foi selecionar possíveis informações de tropeços que reagissem de maneira confiável. Os resultados mostraram que a aceleração do pé protético detectou com precisão os eventos de tropeços testados 140-240 ms antes do momento crítico da queda, contudo, devido as altas taxas de alarmes falsos provocados pelo detector, fez-se necessária a combinação dos sinais eletromiográficos à aceleração do pé, o que reduziu as taxas, mas comprometeu o tempo de resposta.

Além disso, Ha et al. [16] afirmam que o amputado precisa ser capaz de controlar a prótese ativa durante uma atividade sem descarga de peso. Para tal, apresentaram um método para fornecer o controle voluntário de uma prótese ativa de joelho durante atividade de não-sustentação de peso, como sentar. O movimento voluntário da articulação do joelho é comandado pelo usuário em função dos sinais eletromiográficos captados dos músculos quadríceps e

isquiotibiais do membro residual. Como resultado, os autores relatam que a implementação da EMG integrada ao *socket* pode promover um controle efetivo da amplitude de movimento do joelho em atividades sem descarga de peso.

Diante do exposto, a eletromiografia se mostra efetiva para o controle neural de próteses, visto que os sinais eletromiográficos podem preceder o início dos movimentos, o que auxilia na previsão das transições de tarefas. Além disso, quando associada aos sensores mecânicos (fusão neuromuscular-mecânica) pode melhorar o desempenho do usuário em terrenos irregulares, facilitando a locomoção e melhorando a qualidade de vida dos indivíduos amputados do membro inferior. No entanto, ainda são necessários novos estudos para que a dinâmica dessas próteses seja aprimorada e seus desafios tornem-se cada vez menores.

Agradecimentos

Ao apoio dado pela Universidade de Brasília (UnB) e pela CAPES, bem como ao auxílio financeiro e concessão de bolsas de iniciação científica por parte do CNPq.

Referências

- [1] O'Sullivan SB; Schmitz, Thomas J. (Ed.). Fisioterapia: avaliação e tratamento. 5. ed. São Paulo: Manole, 2010
- [2] Gertz LC; Loss JF; Ribeiro J; Zaro MA. Sensibilidade da eletromiografia na medição de variação de força. p. 146-151. VII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 1997, Campinas. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Campinas: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1997.
- [3] Huang H, Kuiken TA, Lipschutz R.D. A Strategy for Identifying Locomotion Modes Using Surface Electromyography. IEEE Trans Biomed Eng. 2009 January ; 56(1): 65–73.
- [4] Andrade, FS (2000). Avaliação da atividade eletromiográfica durante a execução de tarefas de torque isométrico, Tese de mestrado em Educação Física, Departamento de Pós- Graduação Stricto Sensu em Educação Física, Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, 56p.
- [5] Hull MI, Jorge M. A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. J. Biomechanics. v. 18, n. 9, p. 631 – 644. 1985.
- [6] Ortolan RL, Cunha FL, Carvalho DCL, Franca JEM, Maria ASLS, Silva OL. Tendências em biomecânica ortopédica aplicadas à reabilitação. Acta ortop. bras. 2001 Sep; 9(3): 44-58. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S141378522001000300007&lng=en. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-78522001000300007>.
- [7] Hefferman GM, Zhang F, Nunnery MJ e Huang H. Integration of surface electromyographic sensors with the transfemoral amputee socket: A comparison of four differing configurations. Prosthet Orthot Int. 2014; 1-8.
- [8] Zhang F, Nunnery M, Huang H. Real-time Implementation of an Intent Recognition System for Artificial Legs. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2011 ; 2011: 2997–3000. doi:10.1109/IEMBS.2011.6090822.
- [9] Huang H, Zhang F, Hargrove LJ, Dou Z, Rogers DR, Englehart KB. Continuous Locomotion-Mode Identification for Prosthetic Legs Based on Neuromuscular-Mechanical Fusion. IEEE Trans Biomed Eng. 2011 October; 58(10): 2867–2875. doi:10.1109/TBME.2011.2161671.
- [10] Carl D. Hoover, George D. Fulk, and Kevin B. Fite. Stair Ascent With a Powered Transfemoral Prosthesis Under Direct Myoelectric Control. IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, VOL. 18, N. 3, 2013.
- [11] Huang H, Kuiken TA, Lipschutz RD. A Strategy for Identifying Locomotion Modes Using Surface Electromyography. IEEE Trans Biomed Eng. 2009 January ; 56(1): 65–73. doi:10.1109/TBME.2008.2003293.
- [12] Huang H, Zhang F, Sun YL, He H. Design of a robust EMG sensing interface for pattern classification. J Neural Eng. 2010 October ; 7(5): 056005. doi:10.1088/1741-2560/7/5/056005.
- [13] Du L, Zhang F, Liu M, Huang H. Toward Design of an Environment-Aware Adaptive Locomotion-Mode-Recognition System. IEEE Trans Biomed Eng. 2012 October; 59(10): 2716–2725. doi:10.1109/TBME.2012.2208641
- [14] Wentink EC, Beijen SI, Hermens HJ, Rietman JS, Veltink PH. Intention detection of gait initiation using EMG and kinematic data. Gait & Posture 37 (2013) 223–228.
- [15] Zhang F, D'Andrea SE, Nunnery MJ, Kay SM and Huang H. Towards Design of a Stumble Detection System for Artificial Legs. IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, VOL. 19, NO. 5, OCTOBER 2011
- [16] HaKH, Varol HA and Goldfarb M. Volitional Control of a Prosthetic Knee Using Surface Electromyography. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 58, NO. 1, JANUARY 2011.

Tabela 1: Resultados.

Autores (ano)	Objetivo	Materiais	Métodos	Conclusão
Huang et al. 2009	Investigar o uso da eletromiografia de superfície (EMG) combinada com reconhecimento de padrões (PR) para identificar os modos de locomoção do usuário.	E: bipolares; FA: 1440 Hz; F: 25 – 500 Hz; N: 16 canais.	A: 10 indivíduos, sendo 2 ATF; PE: nos músculos: GX, GM, SO, RF, VM, VL, GT e BF. PA: Os indivíduos foram avaliados durante a marcha.	O sistema de EMG PR dependente de fase foi capaz de reconhecer com precisão sete modos de tarefas.
Huang et al. 2010	Projetar um sensor de detecção de falha do módulo (SFD), na interface do sensor para fornecer um padrão de classificação EMG confiável.	E: bipolares ativos; FA: 1440 Hz; F: 20 – 450 Hz; N: 10 e 11 canais.	A: 5 indivíduos não amputados e 1 ATF unilateral; PE: não amputados: GX, GM, SA, RF, VL, VM, GR, BF, ST; no amputado: AM; PA: Classificação de transições entre diferentes modos de locomoção, com e sem o módulo SFD.	O sensor de detecção de falhas manteve a classificação mesmo com quando 1 sinal era prejudicado e recuperou 20% quando 4 foram danificados.
Zhang et al. 2011	Selecionar possíveis informações de tropeços que reagissem de maneira confiável e acurada e também identificar duas abordagens diferentes.	E: bipolares; FA: 1000 Hz; F: 25 – 450 Hz; N: 10 canais.	A: 7 ATF PE: Os músculos residuais da coxa foram monitorados de acordo com o local de maior intensidade do sinal EMG. PA: Simulação de tropeços e escorregões	A combinação da EMG com a aceleração do pé reduziu os alarmes falsos, porém comprometeu o tempo de resposta.
Zhang et al. 2011	Testar, em tempo real, um sistema de reconhecimento de intenção desenvolvido para próteses.	E: bipolares; FA: 1000 Hz; F: 25 – 450 Hz; N: 10 canais.	A: 1 paciente com ATF; PE: Os músculos residuais da coxa foram monitorados de acordo com o local de maior intensidade do sinal EMG. PA: Simulação de caminhada a nível do solo, e subir e descer escadas.	O sistema concebido pode reconhecer o modo de execução da locomoção com alta precisão, além de prever o modo de transição do paciente com uma amputação TF.
Ha et al. 2011	Apresentar um método de controle voluntário de uma prótese ativa durante uma atividade sem descarga de peso.	E: Eletrodos ativos integrados em uma socket; FA: 1000 Hz; F: 25 – 450 Hz ; N: 10 canais.	A: 3 ATF PE: Isquiotibiais e quadríceps. PA: 4 trajetórias com diferentes velocidades que exigiam mudanças rápidas na angulação do joelho.	A implementação da EMG integrada a <i>socket</i> pode promover um controle efetivo da ADM do joelho em atividades sem descarga de peso.
Huang et al. 2011	Desenvolvimento de um algoritmo baseado na fusão neuromuscular para continuamente reconhecer uma variedade de modos de locomoção.	E: Eletrodos ativos integrados em uma socket; FA: 1000 Hz; F: 20 – 420 Hz; N: 16 canais.	A: 5 ATF PE: GX, GM, RF, SA, VL, VM, GR, BFL e BFC, ST, AL. PA: 6 diferentes modos de caminhada e 5 tipos diferentes de transição.	Uma interface neuromuscular- mecânica e um vetor de suporte produziram 99% de acurácia na fase de apoio e 95% na de balanço.
Du et al. 2012	Apresentar uma nova abordagem baseada em EMG que habilita o controle da prótese diretamente com a ativação dos seus músculos residuais.	E: bipolares; FA: 1000 Hz; F: 20 – 420 Hz; N: 10 canais.	A: 9 ATF PE: ST, RF, VL, VM, GR, BF e AL, GX e GM PA: Andar ao nível do solo, subir escadas e rampa.	O sistema sensível ao ambiente aplicado a próteses baseado em EMG é promissor e robusto.
Wentink et al. 2013	Determinar se o início da marcha pode ser detectado através da EMG através dos músculos e/ou sensores inerciais.	E: Eletrodos adesivos; FA: 2018 Hz; F: 20 – 500 Hz; N: 16 canais.	A: 10 voluntários PE: GX, GM, TFL, RF, VL, BF, AL, EE, ST, TA, SO, GT. PA: Acionamento do sincronizador e em seguida caminhar.	A EMG foi capaz de antecipar a etapa dedos- fora e choque do calcanhar 130-160 ms antes, isso deixa um tempo hábil para o controle da prótese.
Hoover et al. 2013	Apresentar resultados preliminares de um controle mioelétrico desenhado para subir as escadas de maneira recíproca.	E: Eletrodos bipolares; FA: 1000 Hz; F: 20 – 450 Hz; N: 16 canais.	A: 1 ATF PE: RF, VL, VM, BF e ST. PA: Acionamento do sincronizador e em seguida caminhar.	A força foi efetivamente modulada através da EMG durante a fase de apoio aproveitando a fase de balanço. Na fase de balanço a influência da EMG em atingir a trajetória desejada é modesta.

Legenda: ATF= amputados transfemorais; E= eletrodos; FA= frequência de amostragem; F= filtro; N= número de canais; A= amostra; PE= posições dos eletrodos; PA= protocolo de avaliação; Músculos: AL= adutor longo; BF= bíceps femoral; EE= eretores da espinha; GM= glúteo médio; GT= gastrocnêmio; GR= grácil; GX= glúteo máximo; RF= reto femoral; ST= sartório; SO= sóleo; TA= tibial anterior; VM= vasto medial e VL= vasto medial.