

METODOLOGIA PARA ANÁLISE DE PADRÃO MUSCULAR DE INDIVÍDUOS PÓS-AVC DURANTE MARCHA ASSISTIDA

F. A. Loterio*, V. F. Cardoso*, C. T. Valadão**, R. M. Costa*, T. F. Bastos-Filho**, A. Frizera-Neto** e E. Rocon***

* Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia, Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo,

***Neuroengineering and Cognitive Science Group, Center for Automation and Robotics (CSIC-UPM), 28500 Madrid, Spain
loteriofa.ufes@gmail.com

Resumo: A análise do padrão muscular humano pode ser usada na identificação de dispositivos úteis para a reabilitação motora. Um andador robótico pode ser uma opção em reabilitação, mas para isso é importante que seja validado. Entretanto, não existe um protocolo padrão a ser seguido nessas análises. Este estudo foi realizado e é aqui apresentado com o objetivo de desenvolver e aplicar uma metodologia para análise do padrão muscular em indivíduos pós-AVC durante marcha livre e assistida. Foram determinados os músculos vasto medial, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio medial para serem analisados quanto ao sinal mioelétrico. Um acelerômetro foi usado para determinar as fases da marcha. O teste consiste em três repetições de marcha livre em espaço plano e em linha reta, e, em seguida mais três repetições do mesmo percurso, porém com assistência de andador robótico. Três voluntários saudáveis participaram do estudo. Os resultados apresentaram variâncias baixas e o uso do andador robótico mostrou alterações esperadas no padrão muscular dos voluntários. A metodologia mostrou-se útil quando aplicada em sujeitos saudáveis, embora haja a necessidade de realizar um número maior de testes.

Palavras-chave: Eletromiografia de superfície, dispositivo robótico, acelerômetro e AVC.

Abstract: *The muscle pattern analysis can be used in the identification of useful devices in motor rehabilitation. A robotic walker can be an option in rehabilitation, but it is important that it is validated. However there is not a standard protocol to be followed in this analysis. The study here presented was done in order to develop and apply a methodology to muscle pattern analysis in stroke individuals during the free and assisted gait. The sEMG signal of the muscles vastus medialis, biceps femoris, tibialis anterior and gastrocnemius medialis were analyzed. An accelerometer was used to determine the gait phases. The test consists of three repetitions of free gait on flat ground and straight line. After, the volunteer walks more three times on the same route, but in an assisted gait with a robotic walker. Three healthy volunteers*

participate of the research. The results show low variances and expected changes in the muscle pattern using the walker. The methodology shows to be useful when applied in healthy subjects, however more tests are needed to be performed.

Keywords: *Surface electromyography, robotic device, accelerometer and stroke.*

Introdução

O acidente vascular cerebral (AVC) está entre as principais causas de morbimortalidade no mundo, sendo responsável pela maior taxa de deficiências motoras [1]. As principais características da marcha hemiparética pós-AVC são a limitação da dorsiflexão do tornozelo e a diminuição da flexão do joelho, resultando em um movimento compensatório chamado circundução do quadril [2].

Anormalidades no padrão muscular podem ser aplicadas apenas a subgrupos bem definidos e não a todos os indivíduos hemiparéticos [3]. Devido a isso, é importante que os critérios de inclusão e exclusão sejam bem definidos, devendo ser observados, principalmente, o estágio do AVC em que se encontra o indivíduo e seu nível de independência ao caminhar.

Estudos que avaliam o padrão muscular de indivíduos pós-AVC [3] [4] utilizam no mínimo um músculo relacionado com as funções de flexão/extensão do joelho e dorsiflexão/flexão plantar, por serem os músculos mais afetados nesses indivíduos. Outros estudos [5] [6] [7] incluem a análise do glúteo médio, músculo responsável pela abdução ou circundução do quadril.

Na análise da marcha utilizando sEMG é essencial que haja a detecção de parâmetros espaço-temporais que indicam as fases do ciclo de marcha. Esses parâmetros, geralmente, são encontrados através de sistemas de vídeo [3] [6] [8], sensores de força de reação ao solo [4] ou utilizando ambos os métodos [5]. Entretanto, o uso de sistemas de vídeo tem um alto custo em relação a outros sensores. Sensores de força usados em análise de marcha identificam apenas dois momentos da marcha, dividindo-a apenas em fase de apoio e fase de balanço. Alguns estudos [9] [10] mostraram a possibilidade da

utilização de um acelerômetro posicionado sobre o tornozelo para identificar algumas fases do ciclo. O acelerômetro é um sensor inercial que mede a aceleração ao longo de seus eixos sensitivos, usando as mudanças físicas de deslocamento [10]. O eixo x mede a aceleração no eixo horizontal, o eixo y no vertical e o eixo z no longitudinal [10]. Com o uso do acelerômetro pode-se identificar a fase de 1º apoio duplo, apoio único, 2º apoio duplo e balanço, através do sinal produzido pelo eixo y (Figura 1), o qual fornece uma curva característica para marcha saudável [9].

Na literatura, estudos que avaliam a marcha de indivíduos pós-AVC através de sinais de sEMG são escassos. Não há um protocolo definido relativo para esse tipo de análise. Para que se possa verificar a utilidade de dispositivos robóticos na reabilitação de indivíduos pós-AVC é necessário que seja definido um protocolo incluindo sEMG e sensores que determinem parâmetros espaço-temporais.

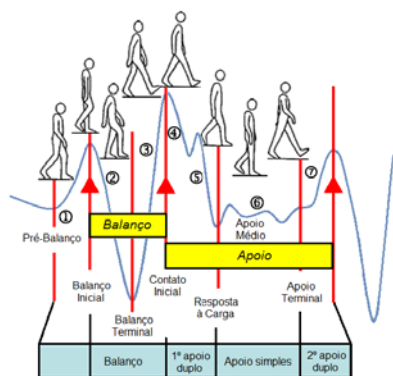


Figura 1. Acelerômetro utilizado para detectar as fases do ciclo de marcha [9].

O objetivo deste trabalho é elaborar e aplicar um protocolo clínico baseado na utilização de sEMG e acelerômetro para comparar a ativação muscular durante marcha livre e marcha assistida.

Materiais e métodos

Voluntários – Este protocolo foi empregado primeiramente em sujeitos saudáveis, a fim de avaliar sua aplicabilidade. Três indivíduos saudáveis participaram dos experimentos, sendo um do sexo masculino (71 anos de idade) e dois do sexo feminino (57 e 66 anos de idade). Todos possuíam habilidades cognitivas e de linguagem suficientes para entender e seguir as instruções e não apresentavam disfunções motoras nem dores nos membros inferiores. Todos os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. O estudo teve a aprovação dada pelo Comitê de Ética da UFES, sob o projeto de pesquisa número 214/10.

Dispositivo Robótico – O dispositivo robótico usado foi um protótipo de andador robótico (Figura 2). Ele foi desenvolvido a partir da adaptação de um andador convencional a um robô móvel, o Pioneer 3-DX. O andador possui um sensor laser de varredura

localizado na sua parte inferior que faz com que o dispositivo se mantenha a uma distância fixa do usuário [11].

A velocidade do andador é determinada pela distância entre as pernas do usuário e o andador, através de um controlador PID. Quanto maior for a distância às pernas detectada pelo sensor laser, menor é a velocidade do andador e vice-versa. Suportes para os antebraços foram adaptados ao andador para proporcionar suporte de peso corporal durante a marcha [11].



Figura 2. Protótipo de andador robótico utilizado durante os testes.

Protocolo experimental – Quatro músculos foram analisados: vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM). A colocação dos eletrodos foi realizada segundo recomendações do SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) [12]. O eletrodo de referência foi colocado na região do tornozelo. Sobre o mesmo tornozelo, foi fixado um acelerômetro biaxial. Os registros de sEMG e do acelerômetro foram feitos através de uma unidade de aquisição de sinais de 8 canais (EMG System do Brasil Ltda.®), usando uma frequência de amostragem de 2 kHz.

O voluntário caminhou em velocidade confortável durante um trajeto de dez metros em linha reta e superfície plana, com pausa após cada percurso. O percurso foi repetido por três vezes. Posteriormente, os voluntários realizaram o mesmo percurso, porém com a assistência do andador.

Análise dos dados – Através das porcentagens atribuídas a cada subfase da marcha após análise da curva gerada pelo acelerômetro, pode-se correlacionar as porcentagens de ativação de cada músculo proporcionada pelos sinais sEMG. Os dados da marcha livre e assistida foram comparadas para cada participante. Os registros obtidos durante os testes foram processados usando o software MatLab. Os sinais mioelétricos foram filtrados por um filtro passa-banda de 20-500 Hz. Para análise estatística, foi usada a média dos três testes de cada marcha do voluntário, a qual se aplicou o teste de t de Student para amostras com variâncias homogêneas, e o teste U de Mann-Whitney para amostras com variâncias desiguais.

Resultados

Com a utilização do andador robótico houve redução na velocidade da marcha: o voluntário 1 diminuiu sua velocidade de 0.95 m/s para 0.46m/s, o voluntário 2 de 0.98 m/s para 0.40 m/s, e o voluntário 3 de 1.12 m/s para 0.37 m/s.

O sinal do acelerômetro apresentou resultados satisfatórios para seu uso em identificar as fases do ciclo da marcha, mostrando dados com variâncias muito baixas. Através desses sinais, as porcentagens relativas a cada fase foram obtidas (Tabela 1). Apenas na fase de suporte duplo 1, do voluntário 2, houve variância desigual entre as médias de cada percurso realizado. Alguns valores das fases da marcha foram alterados (onde $p < 0.05$). Vale ressaltar que a redução da velocidade da marcha faz com que ocorram modificações nos períodos de cada fase.

Tabela 1: Média da duração das fases do ciclo da marcha para cada marcha realizada pelos voluntários. Valores em porcentagem (%). Marcha Livre (ML) e Marcha Assistida (MA).

Voluntário		1º Apoio duplo	Apoio único	2º Apoio duplo	Balanço
1	ML	0 – 18.9	18.9 – 48.5	48.5 – 65.7	65.7 - 100
	MA	0 – 17.5	17.5 – 56.1	56.1 – 66.3	66.3 – 100
Valor de p para o 1º valor			0.4787	0.0144	0.7192
2	ML	0 – 22.2	22.2 – 53.8	53.8 – 68.5	68.5 - 100
	MA	0 – 21.6	21.6 – 60.8	60.8 – 76.9	76.9 - 100
Valor de p para o 1º valor			0.5127	0.0115	0.0004
3	ML	0 – 20.8	20.8 – 51.9	51.9 – 67.0	67.0 - 100
	MA	0 – 24.7	24.7 – 68.0	68.0 – 77.3	77.3 - 100
Valor de p para o 1º valor			0.1471	0.0002	0.0018

Em relação à ativação muscular, houve algumas variações entre as marchas livre e assistida. Como se pode ver na Tabela 2, o início da ativação do TA para o voluntário 1 durante a marcha assistida foi precoce em relação à marcha livre. Esse voluntário apresentou também retardo no término da ativação dos músculos BF e GM. Para o voluntário 2, os inícios de ativação dos músculos BF, TA e GM foram retardados durante a marcha assistida e apenas o TA não teve alterações significativas em seu término. Todos os outros músculos tiveram seu término retardado. O voluntário 3 apresentou atraso no início de ativação dos músculos VM, BF e GM, e atraso no término dos músculos VM, BF e TA.

Discussão

De acordo com os dados apresentados, a velocidade da marcha assistida foi menor do que a da marcha livre. Esse resultado já era esperado, devido ao fato de que em indivíduos que apresentam um padrão de marcha saudável a velocidade é retardada pelo uso andador [13].

Tabela 2: Valores da ativação muscular para cada músculo, em porcentagem (%). Marcha Livre (ML) e Marcha Assistida (MA).

		Início da ativação muscular			
		VM	BF	TA	GM
Voluntário 1	ML	76.18	73.95	95.59	16.16
	MA	80.58	71.55	64.89	11.28
Valor de p		0.4621	0.4207	0.0009	0.2332
Voluntário 2	ML	91.72	87.98	61.18	5.61
	MA	96.76	97.92	69.71	36.38
Valor de p		0.1307	0.0175	0.0495	< 0.0001
Voluntário 3	ML	92.45	88.40	63.33	10.30
	MA	6.14	9.20	68.48	30.38
Valor de p		0.0022	0.0005	0.1415	< 0.0001
		Término da ativação muscular			
		VM	BF	TA	GM
Voluntário 1	ML	41.10	31.02	55.52	58.16
	MA	52.23	50.67	50.35	63.15
Valor de p		0.1149	0.0006	0.1840	0.0049
Voluntário 2	ML	53.31	51.83	36.46	66.03
	MA	58.82	62.64	31.30	68.99
Valor de p		0.0164	0.0097	0.1828	0.0380
Voluntário 3	ML	60.69	50.49	32.62	71.42
	MA	69.50	75.20	48.81	75.36
Valor de p		0.0492	0.0014	0.0150	0.1098

Estudos que abordam o uso do acelerômetro para identificar os ciclos da marcha saudável mostram que é possível estimar com precisão o contato inicial e final do calcanhar com o solo [9]. Seu uso neste estudo mostrou-se satisfatório quando usado para obter as subfases do ciclo da marcha. Os valores de cada subfase foram alterados em virtude da redução da velocidade da marcha, os quais podem ser constatados, principalmente na maior duração da fase de apoio durante o uso do andador, pois quanto menor a velocidade maior a duração da fase de apoio [14]. Essa redução na velocidade da marcha e consequentemente aumento da fase de apoio pode ter sido o motivo do número de alterações no padrão muscular durante a marcha assistida. No caso do voluntário 3, em que a redução da velocidade foi mais brusca do que nos demais, a alteração na ativação muscular foi mais nítida.

Em relação a outros fatores relacionados ao protocolo, é importante mencionar a velocidade autosselcionada, o percurso realizado e suas pausas intermitentes.

A instrução de caminhar em velocidade confortável foi estabelecida visando manter a marcha usualmente

realizada pelo voluntário. Isso garante que o gasto energético e os níveis de esforço muscular não sejam alterados. Quando se impõe uma velocidade predeterminada, as respostas de cada voluntário serão diferentes, o que faz com que haja interferência no padrão muscular [4].

O trajeto de dez metros foi suficiente para obter, em média, sete ciclos completos da marcha. Como mencionado por [3] [8], é necessário que se tenha no mínimo dez ciclos, para que se possa fazer uma análise mais segura dos dados. Esse menor número de ciclos é sanado pela realização de três testes para cada marcha. Dessa forma, reduz-se a variabilidade individual e aumenta-se o poder estatístico [4]. O teste de 10 metros de marcha livre pode ser usado, também, para ajustar a velocidade do andador robótico para cada sujeito individualmente. Assim, busca-se tornar o dispositivo mais eficiente durante a marcha assistida [8], e serve também como regra de segurança ao evitar que o dispositivo alcance uma velocidade além do que o usuário possa atingir.

As pausas realizadas entre os percursos foram importantes para que o voluntário não chegasse a ter cansaço ou fadiga muscular. Quando esses dois fatores estão presentes, podem surgir alterações na ativação muscular, as quais podem interferir na análise correta. Na maioria dos testes realizados não foi necessário um período de pausa entre os percursos. Entretanto, é importante destacar que, em indivíduos pós-AVC, essa parada pode ser indispensável, pois esses sujeitos apresentam menor estabilidade durante a marcha e alguns deles se cansam rapidamente até mesmo em percursos curtos.

Conclusão

A aplicação do protocolo desenvolvido em indivíduos saudáveis mostrou-se eficiente, uma vez que os dados obtidos para marcha livre ficaram bem próximos aos encontrados na literatura. O padrão muscular durante a marcha assistida apresentou valores esperados. Com isso, indica-se que o protocolo possa ser útil para esse tipo de análise, necessitando de um número maior de voluntários. Em estudos futuros, pretende-se utilizar esse protocolo em análises com indivíduos pós-AVC durante marcha assistida.

Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES e à FAPES pelo suporte dado a este projeto de pesquisa.

Referências

- [1] Thrift AG, Cadilhac DA, Thayabaranathan T, Howard G, Howard VJ, Rothwell PM, and Donnan GA. Global stroke statistics. *International journal of stroke: official journal of the International Stroke Society*, 9(1):6–18, January 2014.
- [2] Lucareli PRG, Greve JMA. Alteration of the load-response mechanism of the knee joint during hemiparetic gait following stroke analyzed by 3-dimensional kinematic. *Clinics*; 2006. 61(4):295–300.
- [3] Den Otter AR, Geurts ACH, Mulder T, and Duysens J. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity hemiparetic gait. *Gait & posture*, 25(3):342–52, March 2007.
- [4] Sousa ASP, Silva A, Santos R, Sousa F, and Tavares MRS. Interlimb Coordination During the Stance Phase of Gait in Subjects With Stroke. pages 2515–2522, 2013.
- [5] Raja B, Neptune RR, and Kautz SA. Coordination of the non-paretic leg during hemiparetic gait: expected and novel compensatory patterns. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(10):1023–30, December 2012.
- [6] Hall AL, Peterson CL, Kautz SA, and Neptune RR. Relationships between muscle contributions to walking subtasks and functional walking status in persons with post-stroke hemiparesis. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(5):509–15, June 2011.
- [7] Peterson CL, Kautz SA, and Neptune RR. Muscle work is increased in pre-swing during hemiparetic walking. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(8):859–66, October 2011.
- [8] Hesse S, Waldner A, and Tomelleri C. Innovative gait robot for the repetitive practice of floor walking and stair climbing up and down in stroke patients. pages 1–10, 2010.
- [9] Lee JA, Cho SH, Lee YJ, Yang HK, and Lee JW. Portable activity monitoring system for temporal parameters of gait cycles. *Journal of medical systems*, 34(5):959–66, October 2010.
- [10] Han J, Seon H, ÆWon J, and Yi J. Adaptive windowing for gait phase discrimination in Parkinsonian gait using 3-axis acceleration signals. pages 1155–1164, 2009.
- [11] Valadão CT, Loterio FA, Cardoso VF, Bastos-Filho T, Frizera-Neto A e Carelli R. Adaptação de andador convencional para reabilitação e assistência a pessoas com restrições motoras. Julho 2014.
- [12] Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, and Hagg G. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. *Roessingh Research and Development, SENIAM 8*, pages 8–11, 1999.
- [13] Martins MM, Santos CP, Frizera-Neto A, and Ceres R. Assistive mobility devices focusing on Smart Walkers: Classification and review. *Robotics and Autonomous Systems*, 60(4):548–562, April 2012.
- [14] Schuler TA, Müller R, Van Hedel H.J. A. Leg surface electromyography patterns in children with neuro-orthopedic disorders walking on a treadmill unassisted and assisted by a robot with and without encouragement. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 10:78, 2013.