

Avaliação da Actividade Muscular com e sem utilização de calçado instável e aplicação de um desequilíbrio.

A R FERREIRA ¹, R SANTOS ², R MACEDO ³ & A SOUSA ⁴

¹Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana (CEMAH), Escola Superior da Tecnologia da Saúde do Porto (ESTS-IPP). Vila Nova de Gaia. PORTUGAL

²Área Científico-Pedagógica de Física - CEMAH, ESTS-IPP. Vila Nova de Gaia. PORTUGAL

^{3,4}Área Científico-Pedagógica de Fisioterapia - CEMAH, ESTS-IPP. Vila Nova de Gaia. PORTUGAL

¹ tita_sf_13@hotmail.com, ⁴ asps@estsp.ipp.pt

RESUMO

Objectivo: Este estudo visa avaliar a influência de sapatilhas MBT na actividade electromiográfica do tibial anterior, gastrocnémio, recto femoral e bicipite femoral, aplicando um desequilíbrio. **Metodologia:** A amostra foi constituída por 30 indivíduos do sexo feminino, com idades entre os 21 e os 57 anos. Os dados foram recolhidos através de electromiografia, tendo sido utilizada a plataforma de forças e dinamómetro para monitorizar o desequilíbrio. **Resultados:** Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no tempo de início de activação muscular com calçado MBT e descalço. **Conclusão:** O uso de MBT, comparando com descalço, não influenciou os tempos de início de activação muscular.

Palavras Chave: Controlo Postural, Desequilíbrio, Electromiografia, MBT.

ABSTRACT

Objective: The main purpose of this project were to study the influence of MBT in electromyographic activity of, Tibialis Anterior, Gastrocnemius, Rectus femoris and Biceps femoris during an external perturbation. **Methodology:** 30 subjects (female) with ages between 21 and 57 years old participate in this study. EMG activities were recorded during an external perturbation by surface electromyography, and monitored using a platform and a dynamometer to measure the force. **Results:** Results showed no statistically significant differences in the initial time muscular activation, comparing the use of MBT and with bare feet **Conclusion:** The use of MBT doesn't influence the initial time of muscular activation.

Key words: Postural Control, External Perturbation, Electromyography, MBT

1. INTRODUÇÃO

Quando nos referimos a Controlo Postural devemos ter em conta o seu papel para o movimento funcional. O movimento funcional depende da capacidade de sequenciar em contracções musculares e movimentos articulares, assim como de coordenar movimentos de diferentes segmentos corporais em padrões específicos (Ryerson e Levit, 1997).

Existem dois mecanismos envolvidos no controlo postural e na execução de movimento. O *feedback*, onde a informação sensorial inicia e desempenha um papel directo na coordenação do motor e no controlo da perturbação imposta. Existem também mecanismos de *feedforward* que utilizam a informação sensorial antes do movimento e para avaliação, após o movimento.

Ambos os mecanismos são utilizados no controlo motor e, conseqüentemente no controlo postural (Vernon, 1986, Massion, 1998).

Certas respostas motoras sinérgicas (alteração no padrão de activação muscular) podem surgir como resposta a uma perda de equilíbrio ou como preparação à alteração desse mesmo equilíbrio, precedendo de distúrbios de postura de forma a minimizar os seus efeitos (APAs) (Spirduso, 1995, Ryerson e Levit, 1997, Massion, 1998, Wolf, Pslipper, Latash, 1998).

Pode-se então dizer que o controlo do equilíbrio pode ser reactivo (em resposta a uma perturbação externa do CM), com padrões pré-programados de activação muscular (sinergias), ou proactivo (em antecipação às forças internas geradas pelos movimentos do próprio corpo) (Horak, Henry, and Shumway-Cook, 1997).

Sabe-se que as respostas motoras sinérgicas são activadas previamente e após os movimentos voluntários, de forma a prepararem-se para qualquer alteração do estado dinâmico.

As sapatilhas MBT (*Massai Barefoot Technology*) apresentam uma sola macia com superfície redonda na zona do calcâneo, na direcção antero-posterior, criando uma base de suporte instável (Nigg, Hintzen e Ferber 2006; Romkes, Rudmann e Brunner 2006). Estas foram desenvolvidas no intuito de conjugar o aumento da actividade muscular dos membros inferiores com a actividade locomotora (Romkes, Rudmann e Brunner 2006).

O presente trabalho apresenta como principal objectivo analisar a influência da utilização de sapatilhas MBT na actividade electromiográfica dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnémio medial (GM), recto femoral (RF) e bicipite femoral (BF) e o equilíbrio reactivo, com a aplicação de um desequilíbrio externo. As variáveis consideradas para o presente estudo correspondem ao tempo do início da activação muscular e a sequência muscular do início da actividade muscular. Tendo por base estudos anteriormente realizados com as sapatilhas MBT, definiu-se como hipóteses do estudo, que o uso das sapatilhas MBT altera o tempo de início da activação muscular assim como pressupõe a alteração do padrão de recrutamento muscular.

2. METODOLOGIA

2.1. Amostra

A amostra foi constituída por 30 ($n=30$) indivíduos do sexo feminino, com idades compreendidas entre os 21 e os 57 anos de idade. 14 indivíduos da amostra foram automaticamente incluídos no presente estudo, uma vez estarem integrados no Projecto “Mãe” MBT. Foi aplicado um questionário de pré-selecção a 26 indivíduos da Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Porto (Docentes, Funcionárias, Alunas). Dos 26 inquiridos foram seleccionados 16, por conveniência. Foram incluídos indivíduos (1) saudáveis do (2) sexo feminino, e excluídos indivíduos com (1) anomalias congénitas dos membros inferiores, (2) história recente de cirurgia na coluna vertebral ou membros inferiores, (3) antecedentes ou sinais de alteração neurológica com comprometimento motor dos membros inferiores (4) administração de fármacos que afectem o equilíbrio e (4) utilização prévia do calçado MBT., (Nigg, Hintzen e Ferber 2006)

Verificou-se a homogeneidade entre a amostra de cabeleireiras ($n=14$) e a amostra da ESTSP, nas variáveis idade, peso, e altura. Como tal, ambas as amostras foram incluídas no n amostral do estudo ($n=30$).

Os indivíduos participantes da amostra apresentam idades compreendidas entre os 21 e os 57 anos (média = $35 \pm 10,02$ anos), alturas compreendidas entre 152 e 171 cm (média = $160,78 \pm 5,76$ cm) e peso compreendido entre os 43,5 e os 93,3 Kg (média = $63,88 \pm 11,10$ Kg).

2.2 . Instrumentos

O estudo, na sua parte experimental foi desenvolvido no Centro de Estudos e Movimento e Actividade Humana na Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Porto.

O registo dos parâmetros cinéticos foram obtidos através de uma plataforma de forças *Bertec Corporation*, modelo *FP4060-10* (6171 Huntley Rd., Suite J., Columbus OH, 43229, USA), conectada a um amplificador *BERTEC AM 6300*. O amplificador estava ligado a um conversor analógico/digital de 16 bits (marca *Biopac*) (Hanke e Rogers, 1992).

Na avaliação da actividade electromiográfica do TA, GM, RF e BF foi utilizada a Electromiografia de Superfície.

O sinal electromiográfico foi recolhido e tratado pelo sistema Biopac Systems, Inc- MP100 Workstation e software de apoio *Acqknowledge*® versão 3.9 (*Biopac Systems Inc.*, sede em 42 Aero Camino, Goleta, California 93117, EUA). Foram usados eléctrodos em aço, modelo TSD-150 , configuração bipolar e 20 mm entre as duas superfícies de detecção e eléctrodo terra (Karamadis 2004).

O intervalo entre a aplicação do desequilíbrio foi cronometrado e o desequilíbrio aplicado foi monitorizado por um dinamómetro de mola *Pocket Balance*. As sapatilhas utilizadas no presente estudo foram as MBT, modelo Sport 2.

2.3 Procedimentos

Numa fase inicial, de forma a verificar a exequibilidade dos procedimentos, foi realizado um estudo piloto, em 3 indivíduos, não incluídos na amostra mas seleccionados de acordo com os pressupostos da mesma. De forma a proporcionar uma familiarização com as sapatilhas cada indivíduo realizou, previamente 5 minutos de marcha.

2.4 . Preparação

A superfície cutânea foi preparada com o objectivo de reduzir a sua impedância, (Ranhamma, Lees and Reilly 2006).

Após a preparação da pele, os indivíduos foram posicionados, de modo a assinalar as referências anatómicas adequadas para a colocação dos eléctrodos (Hermens e Frericks,1999)

Os eléctrodos foram colocados no ponto médio do ventre muscular, paralelamente à orientação típica da fibra muscular e a sua adesão à superfície cutânea foi reforçada com tape de forma a garantir uma pressão homogénea (Medina, McLeod, Howell and Kingma, 2008; Ranhamma, Lees and Raily 2006).

2.5 Recolha

Para normalizar o sinal electromiográfico foram realizadas contracções máximas dos músculos em análise, e executado um aquecimento prévio.

Após a explicação dos procedimentos, procedeu-se à recolha da actividade electromiográfica dos músculos em estudo, com e sem sapatilhas. Cada indivíduo realizou 3 séries de ensaios com e sem sapatilhas MBT, na posição ortostática sobre a plataforma de forças. Colocou-se uma referência visual anterior (fixa) a nível ocular. Foi utilizado o fio de prumo para confirmar o alinhamento corporal.

A cada indivíduo foi pedido que mantivesse a posição, tendo como referência o ponto visual anterior. Estes encontravam-se a ouvir música, de forma a eliminar o ruído externo, para não interferir com a actividade recolhida.

Aplicou-se um desequilíbrio no sentido postero-anterior, quantificado através do dinamómetro através de uma fórmula que representava o 4,5% do peso corporal Wolfson, Whipple e Amerman,1986). Entre cada desequilíbrio houve um período de repouso de 1 minuto (Fujiwara, Hiroshi, Kiyota e Maeda, 2005).

2.5.1 Processamento do sinal

A actividade electromiográfica foi recolhida através de 4 canais a 2000 Hz e os dados obtidos foram armazenados e posteriormente analisados recorrendo ao software *AcqKnowledge*®, versão 3.9.0.

O sinal electromiográfico obtido foi submetido posteriormente a um filtro passa-banda (20 - 450 Hz) e a um processo de suavização (10 amostras).

Definiu-se o início do evento, T0 através da alteração do sinal (Fz) obtido pelas forças de reacção ao solo através da plataforma de forças. O valor de actividade muscular basal considerado na análise foi obtido num intervalo de 500 mseg. prévios ao desequilíbrio (T0) Considerou-se um aumento da actividade muscular representativo na análise quando o valor do RMS foi igual à soma da média do valor de actividade muscular basal com o dobro do desvio padrão registado e este aumento se mantivesse por, pelo menos 0,5 mseg. (Santos, Aruin, Kanekar e Aruin, 2009).

2.6 Ética

Todos os sujeitos que participaram no estudo foram informados dos objectivos do mesmo, bem como dos procedimentos a realizar. Foi-lhes dada a possibilidade de consentirem ou abandonarem o estudo a qualquer momento da investigação, segundo o consentimento informado, regido por princípios e normas da Declaração de Consentimento de Helsínquia, da data de 1964 (Anexo 2).

Todos os procedimentos efectuados tiveram em conta as normas éticas da Escola Superior das Tecnologias da Saúde do Porto, bem como do Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana (CEMAH).

2.7 Estatística

Para realizar o processamento estatístico foi utilizado o programa SPSS® (Statistic Package Social Science), versão 17.0.

Apesar de um n amostral de 30 indivíduos verificou-se o pressuposto de normalidade das diferentes variáveis em estudo realizando-se o teste de *Shapiro-Wilk*.

Nos casos em que não se verificou o pressuposto da normalidade utilizou-se o teste de *Wilcoxon* para amostras emparelhadas. Quando se verificou o pressuposto foi utilizado o teste *t-student* para amostras emparelhadas (Pestana e Gagueiro 2003). Foi utilizado um nível de significância de 0,05 para todos os testes estatísticos.

3. RESULTADOS

3.1 Dados Electromiográficos

A tabela apresenta os valores de p obtidos para a comparação do início de activação muscular com e sem calçado, para o RF, BR, GM e TA. Foi incluída também a média e desvio padrão dos valores do início de activação muscular para cada músculo em análise e em cada condição.

Tabela 2 – Comparação do Início de Activação Muscular, com e sem MBT, com aplicação de um desequilíbrio

Músculo	Situação	Média (s)	Desvio Padrão (s)	Valor de p
RF	Descalço	- 0,264	0,300	0,688*
	MBT	-0,250	0,191	
BF	Descalço	-0,219	0,123	0,475*
	MBT	-0,193	0,137	
GM	Descalço	-0,224	0,087	0,241*
	MBT	-0,187	0,138	
TA	Descalço	-0,319	0,195	0,082*
	MBT	-0,263	0,137	

* Teste Wilcoxon; N.S. – não significativo; GM – Gastrocnémio Medial; TA – Tibial Anterior; RF – Recto Femoral; BF – Bicipete Femoral.

Utilizando um nível de significância de 0,05 dizemos que, para os músculos RF, BF, GM e TA não se verificaram diferenças estatísticas significativas para afirmar que o tempo de início de actividade muscular com e sem sapatilhas MBT são diferentes.

4. DISCUSSÃO

Primeiramente torna-se importante referir o facto de que todos os indivíduos em estudo não tiveram uma experiência prévia com o calçado MBT.

Numa segunda perspectiva deve-se salientar o facto de as medições terem sido realizada com o calçado MBT em comparação com a situação descalço. A condição de descalço, só por si, pode ser considerada uma situação instável, uma vez que, apesar de padronizada para todos os indivíduos em estudo, não constitui a condição registada no dia-a-dia dos mesmos.

No que diz respeito aos resultados obtidos para os tempos de início de actividade muscular, não foi constatada uma diferença estatisticamente significativa entre os tempos de início de actividade do RF, BF, GM e TA. Não podemos então inferir que o uso das sapatilhas MBT confere uma activação muscular prematura em comparação com a situação descalço, aquando da aplicação de um desequilíbrio. No entanto, em todos os grupos musculares registou-se uma pré-activação, que pode ser fundamentada por uma adaptação prévia, em situações de desequilíbrio postural que envolve a acção de mecanismos de controlo postural. Estas reacções musculares antecipatórias, ocorrem de forma automática, iniciando-se na articulação tibiotársica que é, por sua vez, justificada pela estratégia do tornozelo (Santos, Kanekar, 2009; Karlsson e Persson 1997; Runge e tal. 1999).

Refere-se, com extrema relevância, que os dados em análise e consequentes resultados discutidos têm em conta as médias registadas para tempo de início de activação muscular, uma vez que não se verificaram diferenças estatisticamente significativas nos testes.

Nos resultados obtidos verificou-se a pré-activação do TA, com o uso das sapatilhas MBT e descalço. A sinergia muscular, ao nível da tibiotársica, é também justificada pelos autores Shiratori e Latash (2000) que afirmam que ocorre um aumento dos APA's originados pelo sistema nervoso previamente a um distúrbio provocado por uma superfície instável.

Os músculos em estudo registaram no entanto uma pré-activação mais precoce na situação descalço em comparação com o uso de MBT. Este aspecto pode ser justificado pela atenuação dos mecanismos de controlo postural antecipatórios (APA's) em condições de instabilidade postural (Arui e tal. 1998), o que proporciona, só por si, a utilização de MBT. Nestes casos, é gerada uma actividade muscular compensatória suficiente para a manutenção do equilíbrio (Hughey and Fung, 2005).

Pode-se então inferir que a actividade muscular compensatória, isto é, após a aplicação de desequilíbrio, compensará uma diminuição da actividade muscular antecipatória em casos de instabilidade. Nesta vertente torna-se extremamente relevante um estudo aprofundado dos mecanismos de controlo compensatórios.

Este estudo assume essencial relevância no âmbito da Fisioterapia não só pela exploração dos mecanismos envolvidos no controlo postural, aquando de desequilíbrios externos induzidos, mas também pela inclusão de calçado instável MBT, que proporciona um treino muscular.

A continuidade de investigação no tema MBT é importante e deverá ser desenvolvido de modo a incluir este género de calçado, em reabilitação.

5. CONCLUSÃO

O presente estudo apresentou como principal objectivo analisar os tempos de início da actividade muscular dos músculos RF, BF, TA e GM aplicando-se um desequilíbrio externo. Tendo por base as hipóteses formuladas, conclui-se que o uso das sapatilhas MBT, em relação a descalço, não influenciou os tempos de início de activação dos músculos em estudo.

Agradecimentos: Especial agradecimento aos colegas André Toledo, Diana Rute Cardoso e Georgina Soares pelo espírito de entejuda desenvolvido, assim como pela disponibilidade e apoio que me conferiram.

Especial agradecimento à docente Andreia Sousa e ao docente Rubim Santos, quer pela compreensão demonstrada, quer pelo auxílio que nos deram na realização das recolhas.

Agradecimentos a todos os participantes deste estudo pela disponibilidade e tolerância manifestada na realização das recolhas.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Fujiwara, K., Toyama H., Kiyota, T and Maeda, K. 2006. Postural muscle activity patterns during standing at rest and on an oscillating floor. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16, 448-457;
- Hermens, H.J. and B. Frericks. 1999. European recommendations for surface electromyography. Enschede: Roessingh Research and Development;
- Horak, F. B., Henry, S. M. and A. Shumway-Cook. 1997. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, 77 (5), 517-533;
- Hu, M.H. and M. Woollacott. 1994. Multisensory training of standing balance on older adults: I. Postural stability and one leg stance. *Journal of gerontology*, 49 (2). M52-M61;
- Karamadis, K. 2004. Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. *Gait and Posture* 19 (2): 115-123;
- Karlsson, A. e T. Persson. 1997. The ankle strategy for postural control – a comparison between a model-based and a marker-based method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 52: 165-173;
- Massion, J., 1998. Postural control systems in a developmental perspective. *Neuroscience and Behavioral reviews*, 22 (4), 465- 472. Nigg, B., Hintzen, S. and Ferber, R. 2006, Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics, *Clinical Biomechanics* 21:82-88;
- Medina J.M. , McLeod T.C.V., Howell S.K. and J. Kingma. 2008. Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18(4), 591-7;
- Pestana, H. e N. Gageiro. 2003. Análise de dados para as ciências sociais: A complementaridade do SPSS. 3ª Edição Lisboa: Edições Silabo;
- Prioli, A. C., Freitas Júnior, P.B., and J. Barela. 2005. Physical Activity and postural control in elderly: coupling between visual information and body sway. *Gerontology* 51, 145-148;
- Rahnama, N., A. Lees e T. Reilly. 2006. Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16: 257-263.
- Romkes, J., C. Rudmann, and R. Brunner. 2006. Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics* 21, 75-81.
- Ryerson, S. and K. Levit. 1997. Functional movement: a practical model for treatment. In S. Ryerson, K., Levit Eds. *Functional Movement Reeducation*. Edinburgh: Churchill Livingstone Inc. 1-14.
- Runge, C.F., C.L. Shupert, F.B. Horak e F.E. Zajac. 1999. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture* 10: 161-170;
- Santos, MJ; Aruin, A; Kanekar, N; Aruin, AS. (2009). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 388-397;
- Vernon, B. 1986. The Neural basis of motor control. P.15-17. New York: Oxford University Press, Inc.
- Wolf, S.D., Slijper, H. and M. Latash. 1998. Anticipatory postural adjustments during self-placed and reaction time movements. *Experimental Brain Research* 121-7-19.
- Wolfson, LI; Whipple, R; Amerman, P; et al. (1986). Stressing the postural response: a quantitative method for testing balance. *Journal of American Geriatric Society*, 34, 845-850.
- Woollacott, M. and A. Shumway-Cook. 2002. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture* 16, 1–14.