

Análise electromiográfica da fase de apoio da marcha com utilização de sapatilhas MBT

A TOLEDO 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 *andemtoledo@gmail.com*, ⁴ *asps@estsp.ipp.pt*

RESUMO

As sapatilhas MBT combinam um aumento da actividade muscular dos membros inferiores com a marcha. **Objectivo:** Analisar influência das MBT na actividade electromiográfica do tibial anterior, gastrocnémio medial, recto femoral e bíceps femoral na fase de apoio. **Metodologia:** A amostra constitui-se por 30 indivíduos. Utilizou-se electromiografia de superfície e plataforma de forças. **Resultados:** Foram encontradas diferenças no tempo de início de activação do gastrocnémio medial ($p < 0,0001$) e nas sequências de início de actividade ($p = 0,007$). **Conclusão:** O uso das MBT diminui o tempo de início da actividade do gastrocnémio medial e altera as sequências de início de actividade.

Palavras-chave: Sapatilhas MBT, Electromiografia, Marcha, Fase de apoio.

ABSTRACT

The MBT shoes combine a enhancement of muscle activity of lower limbs with gait. **Objective:** Analyze the influence of MBT in the electromyographic activity of tibialis anterior, gastrocnemius medialis, rectus femoris and biceps femoris in stance phase. **Methods:** The sample was constituted by 30 elements. Surface electromyography and force platform was used. **Results:** The statistical analysis showed differences in the initial time of muscle activity of gastrocnemius medialis ($p < 0,0001$) and in the sequences of initial muscle activity ($p = 0,007$). **Conclusion:** The wearing of MBT decreases the time of initial muscle activity of the gastrocnemius medialis and changes sequences of muscle activity start.

Key Words: MBT Shoes, Electromyography, Gait, Stance Phase.

1. INTRODUÇÃO

A marcha pode ser definida como uma progressão translacional do corpo como um todo, derivado de movimentos rotatórios de segmentos corporais. A marcha dita normal é rítmica e é caracterizada pela alternância entre movimentos propulsivos e retropulsivos das extremidades inferiores. O ciclo da marcha é definido pelo conjunto de fases que envolvem o movimento de um único membro inferior, do momento em que o calcanhar toca no solo (*heel strike*) até ao momento em que o mesmo calcanhar toca de novo no solo (Gage et al, 1995).

As sapatilhas MBT (*Massai Barefoot Technology*) foram desenvolvidas com o pressuposto de combinar um aumento da actividade muscular dos membros inferiores com a actividade locomotora (Romkes et al, 2006). Estas sapatilhas apresentam uma sola macia com superfície redonda na zona do calcâneo, na direcção antero-posterior, providenciando uma base de suporte instável (Nigg et al, 2006; Romkes et al, 2006).

A teoria em que assenta este pressuposto do aumento da actividade muscular é de que as sapatilhas transformem as superfícies de contacto lisas em superfícies instáveis, levando a uma maior activação muscular dos membros inferiores, pressupondo uma alteração do padrão de marcha e do padrão de recrutamento muscular (Romkes et al, 2006). Segundo vários estudos realizados a utilização das MBT influencia o indivíduo, quer na posição ortostática, quer na marcha, constituindo um desafio ao sistema nervoso na medida em que pressupõe uma reorganização neuronal das estruturas e mecanismos que envolvem o controlo motor da marcha (Nigg et al, 2006; Woollacott and Shumway-Cook, 2002).

O pressuposto da alteração dos mecanismos inerentes ao controlo motor induzido pelas sapatilhas MBT e respectivos desafios aos sistemas neurais envolvidos no controlo postural e consequente mecânica da marcha torna pertinente a realização do presente estudo. A análise desses respectivos desafios é passível de ser efectuada com recurso a electromiografia pois esta permite a obtenção dos valores do tempo de início de actividade muscular e consequentemente sequências de início de actividade, traduzindo assim as alterações impostas pelos sistemas envolvidos no controlo motor da marcha (Shiratori and Latash, 2000).

O presente trabalho experimental 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) durante a fase de apoio da marcha.

Como objectivos específicos procurou-se verificar a influência da utilização das sapatilhas MBT nos tempos de início de actividade muscular e nas sequências de activação muscular dos músculos TA, GM, RF e BF, na fase de apoio da marcha.

2 . METODOLOGIA

2.1. Amostra

A amostra foi constituída por 30 indivíduos (n=30) do sexo feminino. Foram estabelecidos critérios relativamente aos indivíduos participantes no estudo. Foram incluídos apenas indivíduos saudáveis e do sexo feminino, enumerando-se como critérios de exclusão: história recente de lesão osteoarticular ou muscular do membro inferior ou coluna, antecedentes ou sinais de alteração neurológica com comprometimento motor dos membros inferiores, história recente de cirurgia nos membros inferiores, anomalias congénitas dos membros inferiores, historial de utilização de sapatilhas MBT (Nigg et al 2006) e presenças de ângulo Q anormal (ângulo formado entre a linha média da coxa e linha média da perna).

Os indivíduos participantes da amostra apresentam idades compreendidas entre os 21 e os 57 anos (média = $34,5 \pm 9,87$ anos), alturas compreendidas entre 152 e 171 cm (média = $160 \pm 5,99$ cm) e peso compreendido entre os 43,5 e os 93,3 Kg (média = $62,66 \pm 11,06$ Kg). Em relação ao ângulo Q, os valores registados foram considerados valores normais para os dois membros (média membro esquerdo = $14,57 \pm 0,55$; média membro direito = $14,7 \pm 0,6$).

2.2. Instrumentos

Os procedimentos experimentais do trabalho foram realizados no Centro de Estudos de Movimento e Actividade Humana (CEMAH) da Escola Superior da Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP).

O registo da actividade electromiográfica dos músculos RF, BF, TA e GM, foi efectuada com recurso ao sistema Biopac Systems, Inc – MP 100 Workstation, eléctrodos em aço, e eléctrodo terra.

Os registos das forças de reacção ao solo foram obtidos através de uma plataforma de forças *Bertec Corporation*, modelo *FP4060-10*, ligada a um amplificador *BERTEC AM 6300*. O amplificador encontrava-se ligado a um conversor analógico/digital de marca *Biopac* (MP100).

De forma a controlar a velocidade dos indivíduos, procedeu-se à monitorização do tempo de marcha através do sistema *Brower Timing* (IRD T 175). Este sistema apresenta uma sensibilidade de 0,01seg.

As MBT utilizadas no presente estudo correspondem ao modelo *Sport 2*, como demonstra a figura 1.



Figura 1 – Sapatilha MBT, modelo *Sport 2*, utilizada no estudo

2.3. Procedimentos

Em relação à velocidade adoptou-se a velocidade normal de cada indivíduo, não tendo sido dadas indicações que pudessem influenciar essa mesma velocidade. Todos os indivíduos realizaram um período de

aquecimento e familiarização com as sapatilhas que correspondia a uma realização de marcha com as sapatilhas durante um período de 5 minutos.

2.3.1. Preparação

De modo a preparar a superfície cutânea com o intuito de reduzir a sua resistência eléctrica, depilou-se a área muscular, removeu-se as células mortas com álcool e removeu-se elementos não condutores com lixa (Nigg et al, 2006; Ranhamma et al, 2006; Lin et al, 2008). Os eléctrodos foram colocados ponto médio do ventre muscular com recurso a fita adesiva de forma a garantir uma pressão homogénea (Ranhamma et al, 2006). Foram cumpridos todos os pressupostos de colocação dos eléctrodos. (Ranhamma et al, 2006; Lin et al, 2008;). Colocou-se o eléctrodo terra sobre a rótula. Definiu-se um tempo de espera de cinco minutos entre a colocação dos eléctrodos e o início da recolha electromiográfica (Correia et al, 1993).

2.2.3. Recolha

Foram colocados sensores de movimento antes e após a plataforma de forças com objectivo de calcular os tempos de marcha dos indivíduos. Foi solicitado a todos os indivíduos que se deslocassem entre dois pontos pré-estabelecidos, definidos na figura 2 como o ponto A e o ponto B, com o objectivo de garantir a validade dos resultados (James et al, 2007). Durante este processo garantiu-se que apenas o membro dominante em análise contactasse com a plataforma de forças. O primeiro sensor (ponto A) foi colocado de forma a que os indivíduos o clicassem com o membro dominante para de seguida esse mesmo membro dominante contactasse com a plataforma.



Figura 2 – Procedimento efectuado para recolha da actividade muscular na fase de apoio da marcha

Cada indivíduo efectuou seis repetições. Três dessas repetições foram realizadas com as sapatilhas MBT e outras três foram efectuadas com os indivíduos descalços. Previamente a estas repetições analisadas, cada sujeito efectuou cerca de três repetições de modo a familiarizar-se com o processo. A ordem com que os indivíduos realizaram a marcha com as sapatilhas ou descalço foi alternada de indivíduo para indivíduo de forma a garantir a validade dos resultados (James et al, 2007).

2.2.4. Processamento do sinal

A actividade electromiográfica foi recolhida através de 4 canais a 2000 Hz. 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). Foi depois calculado o *Root Mean Square* (RMS) (100 amostras) do sinal, sendo estes os valores utilizados para a análise. Definiu-se o início do evento, T₀, (*heel strike*), bem como a duração de todo o evento (fase de apoio da marcha) através da alteração do sinal (Fz) obtido pelas forças de reacção ao solo através da plataforma de forças. Como valor mínimo representativo de alteração utilizou-se 7 % do peso corporal (Shiratoriy and Latash, 2000; Kakihana and Suzuki, 2001). O valor de actividade muscular basal considerado na análise foi obtido num intervalo de 450ms prévios ao início do evento (T₀) (Aruin et al, 1997; Shiratori and Latash, 2000), num segmento de no mínimo 0,25 ms, onde a actividade muscular fosse considerada mínima. 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 obtido com o triplo do desvio padrão desse mesmo valor.

2.3. Ética

Todos os sujeitos seleccionados para o estudo foram informados do mesmo, bem como dos procedimentos aos quais foram submetidos. Foi fornecido o consentimento informado, segundo Declaração de Consentimento de Helsínquia, datada de 1964, de forma a poderem participar no estudo. Todos os procedimentos foram efectuados tendo em conta as normas éticas da ESTSP.

2.4. Estatística

O processamento estatístico foi efectuado através do programa SPSS® (Statistic Package Social Science), versão 16.0.

De forma a verificar o pressuposto de normalidade das diferentes variáveis em estudo foi realizado o teste de *Shapiro-Wilk*. Desta forma comparou-se os tempos de marcha e o início de activação muscular recorreu-se ao teste de *Wilcoxon* para amostras emparelhadas (teste não paramétrico) caso não se verificasse pressuposto de normalidade. Nos casos em que este pressuposto se verificou foi o utilizado o teste *t-student* para amostras emparelhadas (Pestana and Gagueiro, 2003). Em relação às sequências de início de actividade muscular, foi utilizado o teste do qui-quadrado de forma a testar a independência entre as variáveis, nomeadamente entre as sequências de início de actividade muscular obtidas e o tipo de situação (Pestana and Gagueiro 2003).

Para todos os testes estatísticos efectuados utilizou-se um nível de significância de 0,05.

3. RESULTADOS

3.1. Dados do Tempo de marcha

A tabela 1 contém os valores das médias das velocidades com MBT e descalço bem como o valor dos respectivos desvios padrões.

Tabela 1 – Média e Desvio padrão do tempo de marcha com MBT e descalço

Tempo de Marcha	N	Média (seg)	Desvio Padrão (seg)	Valor p
Descalço	30	1,366	0,168	0,014*
Com MBT	30	1,293	0,228	

* teste Wilcoxon

Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o tempo de marcha com as MBT e descalço. Desta forma é correcto afirmar que o tempo de marcha com MBT foi inferior ao tempo de marcha descalço.

3.2. Dados Electromiográficos

A tabela 2 apresenta os valores de p obtidos para a comparação dos tempos de início de activação muscular com calçado e descalço, para cada músculo.

Tabela 2 – Comparação do Início de Activação Muscular, na fase de apoio da marcha, entre calçado MBT e descalço

Início Actividade	Condição	Média (s)	Desvio Padrão (s)	Valor de p
GM	Descalço	0,101	0,111	< 0,001*
	MBT	- 0,234	0,084	
TA	Descalço	-0,065	0,059	0,412* N.S.
	MBT	-0,075	0,048	
RF	Descalço	-0,072	0,053	0,948* N.S.
	MBT	-0,072	0,062	
BF	Descalço	-0,087	0,065	0,109**N.S.
	MBT	-0,109	0,047	

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

O início da actividade do GM, na fase de apoio da marcha, com sapatilhas é significativamente diferente do início da actividade descalço, ou seja o tempo de início de activação para o GM é inferior com o calçado MBT em relação a descalço. Para os músculos TA, RF e BF não existiram diferenças estatisticamente significativas.

A tabela 3, a seguir apresentada, apresenta as diferentes sequências de início de actividade muscular obtidas para cada indivíduo na fase de apoio da marcha, com calçado MBT e descalço.

Tabela 3 – Sequências de Início de Activação muscular obtidas para cada indivíduo em estudo

Indivíduo	Sequência Descalço (ordem activação)	Sequência MBT (ordem activação)
1	TA-RF-BF-GM	BF-TA-GM-RF
2	RF-TA-BF-GM	BF-RF-TA-GM
3	BF-RF-TA-GM	BF-RF-GM-TA
4	BF-TA-RF-GM	BF-TA-RF-GM
5	BF-TA-RF-GM	TA-BF-TF-GM
6	BF-TA-RF-GM	BF-GM-TA-RF
7	RF-BF-TA-GM	BF-RF-GM-TA
8	BF-TA-RF-GM	BF-TA-GM-RF
9	BF-RF-TA-GM	RF-TA-BF-GM
10	BF-TA-RF-GM	GM-BF-RF-TA
11	TA-RF-BF-GM	BF-RF-TA-GM
12	BF-TA-RF-GM	BF-TA-RF-GM
13	RF-BF-TA-GM	BF-RF-TA-GM
14	BF-RF-TA-GM	TA-BF-GM-RF
15	RF-TA-BF-GM	BF-RF-GM-TA
16	TA-RF-BF-GM	BF-RF-TA-GM
17	RF-TA-BF-GM	BF-TA-GM-RF
18	RF-TA-GM-BF	BF-RF-GM-TA
19	TA-RF-BF-GM	RF-BF-TA-GM
20	RF-TA-BF-GM	TA-BF-TF-GM
21	RF-BF-TA-GM	RF-TA-GM-BF
22	BF-RF-TA-GM	TA-BF-TF-GM
23	BF-RF-TA-GM	BF-RF-TA-GM
24	BF-RF-TA-GM	BF-TA-GM-RF
25	TA-BF-TF-GM	TA-BF-TF-GM
26	BF-RF-TA-GM	BF-RF-TA-GM
27	BF-RF-TA-GM	BF-RF-GM-TA
28	BF-TA-RF-GM	BF-TA-GM-RF
29	BF-RF-TA-GM	GM-RF-TA-BF
30	BF-TA-RF-GM	TA-BF-TF-GM

GM – Gastrocnémio Medial; TA – Tibial Anterior; RF – Recto Femoral; BF – Bicipete Femoral.

A partir do teste do qui-quadrado, obteve-se um valor p de 0,007. Desta forma pode ser inferido que o uso das sapatilhas MBT altere a sequência de início de activação muscular, na fase de apoio da marcha, pois as sequências musculares estão associadas ao tipo de situação, neste caso calçado MBT ou descalço.

4. DISCUSSÃO

No que concerne aos resultados dos tempos de início de actividade muscular obtidos, verificou-se um tempo de início da actividade muscular do GM com sapatilhas mais precoce ao tempo de início obtido na medição efectuada descalço. Esta diferença constatada entre os tempos de início de actividade do GM, permite inferir que o uso das sapatilhas confira uma activação prematura do GM, no final da fase oscilante pois verificou-se uma pré-activação do GM em relação ao *heel strike*. Esta pré-activação pode ser explicada por uma adaptação prévia do sistema nervoso ao desequilíbrio provocado pelas sapatilhas derivado da superfície instável que a sola destas proporciona. Esta adaptação, manifestada pela pré-activação do GM, pressupõe influência de mecanismos de controlo postural, nomeadamente os APA's. Segundo vários autores, as primeiras reacções musculares antecipatórias ocorrem automaticamente ao gerar torque muscular ao nível da articulação da tibiotársica (Santos et al, 2009). Fenómeno este descrito na literatura como estratégia do

tornozelo (Karlsson and Persson, 1997; Runge et al, 1999). Não foram encontradas diferenças para os tempos de início de actividade dos músculos TA, RF e BF. Em relação ao verificado nos músculos RF e BF vão de encontro ao descrito na bibliografia. Segundo Gantchev and Dimitrova (1996) e Shiratori and Latash (2000), as principais adaptações nos mecanismos de controlo postural induzidas por superfícies instáveis, como as MBT, são verificadas pelas alterações no início dos tempos de actividade e ocorrem, maioritariamente, ao nível da articulação da tibiotársica, não envolvendo portanto alterações aos tempos de início de actividade dos músculos RF e BF. Em relação ao tempo de início de actividade do TA não se verificou alteração, estatisticamente significativa, mas verificou-se em ambas as situações analisadas uma pré-activação em relação ao *heel strike*. A pré-activação do TA acima referida aliada à pré-activação do GM sugere uma co-contracção destes músculos, com o uso das sapatilhas MBT, prévia ao ataque ao solo. Segundo Romkes et al, (2006) esta co-contracção permite maior estabilização ao nível da articulação da tibiotársica aquando do *heel strike*. Segundo Shiratori and Latash (2000) uma co-contracção destes músculos, prévia a um distúrbio provocado por uma superfície instável, corresponde a um aumento dos APA's originados pelo sistema nervoso.

Os resultados obtidos referentes às sequências de início de actividade muscular reflectem que o uso das sapatilhas induz, pelo menos numa perspectiva imediata, diferente padrão de sequência de início de actividade muscular. Este diferente padrão de sequência obtido parece estar intimamente relacionado com a pré-activação do gastrocnémio medial, acima descrita, pois nas sequências analisadas é o músculo que mais altera a sua ordem de início de actividade. Este facto aponta também para alteração dos mecanismos relacionados com o controlo postural ao nível das sequências musculares envolvidas nas estratégias de controlo postural, como por exemplo a do tornozelo (Karlsson and Persson, 1997; Runge et al, 1999).

Uma das limitações do presente estudo prende-se com as repercussões inerentes aos diferentes tempos de marcha obtidos nas duas condições (descalço e com calçado MBT). Segundo Chung and Wang (2010), diferentes tempos de marcha alteram a actividade muscular dos músculos dos membros inferiores, podendo assim condicionar os resultados obtidos no presente estudo. Outra limitação prende-se com a utilização da plataforma de forças. Como já foi referido acima relativamente à velocidade, existem outras variáveis que podem influenciar a actividade muscular durante a marcha, bem como os tempos de início de actividade muscular, nomeadamente variáveis temporais e espaciais. Variáveis como a cadência, o comprimento do passo, a largura da base de suporte e até o género podem influenciar a actividade muscular (Chiu and Wang, 2007). Sugere-se a realização de outros estudos com o intuito de averiguar o efeito das sapatilhas MBT nas variáveis descritas.

5. CONCLUSÃO

Conclui-se que o uso das sapatilhas MBT, em relação a descalço, diminui o tempo de início da actividade muscular do GM e altera as sequências musculares de início de actividade muscular, na fase de apoio da marcha. O calçado MBT não influenciou os tempos de início de activação dos músculos RF, BF e TA.

Desta forma, poderá ser inferido, que o uso das sapatilhas MBT altere o padrão de recrutamento muscular na fase de apoio da marcha.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aruin, A.S., Nicholas, J.J. & Latash, M.L. (1997) Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. *Clinical Biomechanics* 12 (1), 52-59;
- Chiu, M. & Wang, M. (2007) The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during walking. *Gait and Posture* 25, 385-392;
- Chung, M. & Wang, M. (2010) The change of gait parameters during walking at different percentage of different walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait and Posture* 31 (1), 131-135;
- Correia, P., Santos, P. & Veloso, A. (1993) Electromiografia: Fundamentação fisiológica. Métodos de recolha e processamento. Aplicações Cinesiológicas. Lisboa Faculdade de Motricidade Humana/Serviço de edições – Universidade Técnica de Lisboa;
- Gage, J. R., Deluca, P.A. & Renshaw, T. (1995) Gait Analysis: Principles and Applications. *Journal of Bone and Joint Surgery* 77, 1607-1623;
- Gantchev, G.N. & Dimitrova, D.M. (1996) Anticipatory postural adjustments associated with arm movements during balancing on unstable support surface. *International Journal of Psychophysiology* 22, 117-122;
- James, R., Herman, A., Dufek, S. & Bates, T. (2007) Number of trials necessary to achieve performance stability of selected ground reaction force variables during landing. *Journal of Sports Science and Medicine* 6 (1): 126-134;
- Karlsson, A. & Persson, T. (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;

- Lin, H., Hsu, A., Chang, J., Chien, C., & Chang, G. (2008) Comparison of EMG Activity Between Maximal Manual Muscle Testing and Cybex Maximal Isometric Testing of the Quadriceps Femoris. *Journal of Formos Med Association* 107 (2): 175-180;
- Nigg, B., Hintzen, S., & Ferber, R.. (2006) Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*. 21, 82-88.
- Pestana, H. & Gageiro, N. (2003) Análise de dados para as ciências sociais: A complementaridade do SPSS. 3ª Edição Lisboa: Edições Silabo;
- Rahnama, N., Lees, A. & Reilly, T. (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., Rudmann, C., & Brunner, R. (2006) Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics* 21, 75-81;
- Runge, C.F., Shupert, C.L., Horak, F.B. & Zajac, F.E. (1999) Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture* 10, 161-170;
- Santos, M. J., Kanekar, N. & Aruin, A.S. (2009) The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1 Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1-10;
- Shiratori, T. & Latash, M. (2000) The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. *Clinical Neurophysiology* 111, 613-623;
- Woollacott, M. & Shumway-Cook, A. (2002) Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture* 16, 1-14;