

Análise da actividade electromiográfica durante o equilíbrio estático, com calçado MBT e descalço

D R Cardoso¹, A Sousa², R Santos³ e R Macedo⁴

¹Centro de Estudos da do Movimento e Actividade Humana (CEMAH), Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP), Porto, PORTUGAL

^{2,4} Área Científico-Pedagógica de Fisioterapia - CEMAH, ESTSP, Porto, PORTUGAL

³ Área Científico-Pedagógica de Física – CEMAH, ESTSP, Porto, PORTUGAL

¹rute.silvacardoso@gmail.com, ²asp@estsp.ipp.pt, ³rss@estsp.ipp.pt, ⁴rmacedo@estsp.ipp.pt

RESUMO

O objectivo deste estudo foi analisar a influência das sapatilhas MBT na actividade electromiográfica dos músculos tibial anterior (TA) e gastrocnémio medial (GM), no equilíbrio estático, a curto e longo prazo. Foi recolhido o sinal electromiográfico de 30 indivíduos em dois momentos distintos, com 8 semanas de intervalo entre eles. Cada momento consistiu em três ensaios de equilíbrio estático descalço e três com sapatilhas MBT. As variáveis em estudo aumentaram a curto prazo com o calçado MBT. A longo prazo não se verificaram diferenças significativas. Os resultados confirmam que as sapatilhas MBT aumentam a actividade muscular do GM, no equilíbrio estático.

Palavras-chave: Electromiografia, Sapatilhas MBT, Equilíbrio Estático.

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the influence of MBT shoes in the electromyographic activity of tibialis anterior (TA) and medial gastrocnemius (GM), during quiet standing in the short and long term. Electromyographic signal was collected from 30 individuals at two different times, with 8 weeks between them. Each time consisted of three tests of static balance barefoot and three with MBT shoes. The muscle activity have increased in the short term with the MBT shoes. In the long term there were no significant differences. The results confirm that the MBT shoes increase muscle activity of GM in static equilibrium.

Key-words: Electromiography, MBT shoes, Static equilibrium

1. INTRODUÇÃO

Permanecer numa postura erecta não é uma função simples pois requer a manutenção estruturas articulares e musculares numa estreita relação com o meio envolvente (Balasubramaniam & Wing, 2002).

Qualquer movimento, seja do corpo como um todo, seja segmentar, depende do equilíbrio (Kreighbaum e Barthels, 1996). Este pode ser dividido em estático e dinâmico. De um modo geral, podemos referir que o equilíbrio estático ocorre quando existe a manutenção de uma só postura, enquanto que o equilíbrio dinâmico ocorre quando mantemos o equilíbrio em movimento ou em resposta a uma perturbação externa (Mochizuki e Amadio, 2003).

A manutenção da posição ortostática é inerentemente instável pois requer que uma grande quantidade de massa corporal, constituída por vários segmentos flexíveis, seja mantida, numa postura erecta, numa base de suporte relativamente pequena (Masani et al., 2006; Kouzaki & Fukunaga, 2008). Nesta posição, o corpo está sujeito à acção da gravidade e aos seus efeitos destabilizadores, fazendo com que sejam necessárias correcções periódicas sob a forma de oscilação antero-posterior e médio-lateral do centro de massa (CM) (Kreighbaum e Barthels, 1996). Durante o equilíbrio estático, normalmente, o corpo inclina-se para a frente, a articulação túbio-társica actua como *pivot* e os músculos da região posterior do membro inferior estão continuamente activos (Fujiwara et al., 2006; Masani et al., 2008; Kouzaki & Fukunaga, 2008; Sasagawa & Ushiyama, 2009).

Estudos anteriores têm revelado que a posição ortostática pode ser perturbada através da estimulação de diversos sistemas sensoriais (Masani et al., 2008). Os inputs multissensoriais contribuem para a orientação dos segmentos uns relativamente aos outros e em relação ao meio exterior e, quando uma perturbação externa ocorre, uma sinergia postural é activada como forma de resposta, de modo a restabelecer a postura inicial ou a preservar a posição do CM (Gauchard et al., 2001).

A manutenção da postura ortostática é obtida através das estratégias de controlo postural, principalmente anca e tornozelo, para manter o equilíbrio no plano sagital (Fujisawa et al., 2005). O sistema nervoso central escolhe estas estratégias de acordo com as condições do pavimento, assim como a magnitude da perturbação externa (Fujisawa et al., 2005). A estratégia do tornozelo é caracterizada pelo movimento em torno do mesmo, mantendo-se o resto do corpo imóvel. É utilizada quando a perturbação externa é mínima, a inclinação é pequena e a superfície de apoio é grande. É gerado um momento em torno da articulação do tornozelo para diminuir a inclinação do corpo em relação a esta articulação (Fujisawa et al., 2005).

O calçado MBT foi criado com o intuito de aliar as actividades do dia-a-dia com o treino muscular e a estabilidade. A sola do calçado é arredondada no sentido antero-posterior, promovendo assim uma base de suporte instável (Nigg et al., 2006a). A teoria em que assenta o conceito é de que o calçado MBT transforma as superfícies de contacto lisas em superfícies instáveis, estimulando assim a actividade muscular, alterando os padrões de marcha e recrutamento muscular (Romkes et al., 2006). São poucos os estudos realizados acerca dos efeitos deste calçado na actividade muscular, no entanto, acredita-se que promove o aumento da mesma nos membros inferiores, podendo ser considerada uma forma de treino efectiva em termos de força muscular, estabilidade e proprioceptividade (Nigg et al., 2006a; Romkes et al., 2006).

Tendo em conta os pressupostos em que assenta o conceito do calçado MBT e a escassez de estudos em relação aos mesmos, torna-se pertinente verificar os efeitos do calçado na actividade muscular dos membros inferiores durante o equilíbrio estático, assim como verificar esses efeitos a curto e a longo prazo. O presente estudo tem como principal objectivo analisar a influência das sapatilhas MBT na actividade muscular dos músculos tibial anterior (TA), recto femoral (RF), gastrocnémio medial (GM) e bicípete femoral (BF) durante o equilíbrio estático. A variável utilizada no estudo foi a intensidade da contracção muscular. Foram definidas como hipóteses de estudo que as sapatilhas MBT aumentassem a actividade muscular dos músculos em análise, a curto e a longo prazo.

2. METODOLOGIA

2.1 Amostra

Em termos metodológicos foi adoptada uma abordagem num modelo quantitativo, do tipo observacional, analítico transversal.

A amostra foi constituída por um total de 30 indivíduos do sexo feminino (N=30), com idades compreendidas entre os 22 e os 57 anos, que foram divididos em dois grupos: controlo (n=16) e experimental (n=14). O grupo experimental foi constituído por 14 indivíduos, cabeleireiras do *El Corte Inglés*, com idades compreendidas entre os 21 e 50 anos (média = $34,6 \pm 7,7$), altura entre 152 e 162,5 cm (média = $158,3 \pm 6,1$), peso entre os 43,5 e 93,3 kg (média = $65,2 \pm 14,8$), ângulo Q entre os 14 e 16 graus em ambos os membros (média no membro direito = $14,0 \pm 0,50$; média membro esquerdo = $14,7 \pm 0,6$). O grupo de controlo foi constituído por 16 indivíduos, alunos, funcionários e docentes da ESTSP, com idades compreendidas entre os 22 e 57 anos (média = $34,94 \pm 12,0$), altura entre os 153 e 171 cm (média = 162 ± 6) e peso entre os 53,9 e 74,2 kg (média = $61,1 \pm 6,3$), ângulo Q entre os 14 e 16 graus em ambos os membros (média no membro direito = $14,5 \pm 0,66$; média membro esquerdo = $14,3 \pm 0,43$).

Para selecção da amostra, foram estabelecidos alguns critérios de inclusão e exclusão. Assim, foram incluídos no estudo indivíduos saudáveis do sexo feminino e definiram-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, presença de ângulo Q anormal (ângulo formado entre a linha média da coxa e linha média da perna) e uso frequente de calçado *MBT*.

2.2 Instrumentos

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

A actividade electromiográfica dos músculos TA e GM foi recolhida através do sistema *Biopac Systems, Inc – MP 150 Workstation*; eléctrodos em aço, modelo TD150, configuração bipolar e 20 mm entre as duas superfícies de detecção; eléctrodo terra (*Biopac Systems, Inc. 42 Aero Camino Goleta, CA 93117*).

O sinal obtido pela electromiografia foi analisado através do software *Acqknowledge*®, versão 3.9.0 para o sistema MP150.

As medições do ângulo Q foram efectuadas através de um goniómetro universal (*Baseline*).

2.3 Material

Foi utilizado *tape* adesivo de 4 cm para fixação dos eléctrodos à superfície corporal. O calçado utilizado foram as sapatilhas MBT, modelos *Sport Black e Sport White*, de diferentes tamanhos (ver figura 1). Durante cada ensaio foi utilizado um MP4 (marca: *Mmemup Feel Design*, modelo: *k-slim Is 4 gb*; n° série: *ksls091313422*) para os participantes ouvirem música.



Figura 2: Ilustração do modelo *Sport Black*, da sapatilha MBT utilizada no estudo

2.4 Procedimentos

Foi efectuado um estudo piloto, em cerca de três indivíduos, de forma a automatizar os processos envolvidos na recolha dos dados e verificar a sua praticabilidade.

O protocolo experimental consistiu em dois momentos de avaliação: o primeiro momento foi no início do estudo experimental e o segundo momento decorreu oito semanas após o primeiro. Durante este período, o grupo experimental utilizou as sapatilhas no seu dia-a-dia, de acordo com as instruções de utilização da empresa *MBT*.

O membro inferior avaliado foi o membro dominante e para ser definido foi pedido a cada participante que chutasse uma bola (Nigg et al., 2006b). No início da avaliação, os indivíduos caminharam entre cerca de 5-10 minutos com o calçado MBT para se adaptarem ao mesmo (Nigg et al., 2006b; Landry et al., 2010).

2.5 Preparação

Para se obter um melhor sinal electromiográfico, a pele foi preparada no sentido de diminuir a sua impedância, assim, foram removidos os pêlos da superfície cutânea onde se colocaram os eléctrodos, a pele foi limpa com uma lixa para remoção dos elementos não condutores e desinfectada com álcool para remoção das células mortas (Borg et al, 2007).

Foram utilizadas diferentes referências anatómicas para a colocação dos eléctrodos em cada músculo. Para o músculo GM utilizou-se a zona mais proeminente do ventre muscular, aquando a contracção muscular, em relação ao tendão de Aquiles (Rahnama et al., 2006). No caso do TA o eléctrodo foi colocado na zona mais proeminente do ventre muscular, aquando de contracção muscular, lateralmente à tuberosidade anterior da tibia (Rahnama et al., 2006). Os eléctrodos foram fixos com *tape* para evitar a sua movimentação e garantir uma pressão homogénea (Fujiwara et al., 2006). O eléctrodo terra foi colocado sobre a rótula e foram definidos 5 minutos de intervalo entre a colocação dos eléctrodos e o início das recolhas.

2.5 Recolha

Cada momento de avaliação consistiu em seis ensaios de equilíbrio estático, três com os indivíduos descalços e três com calçado MBT (Kouzaki e Fukunaga, 2008; Rougier, et al. 2009).

Os indivíduos foram colocados na posição ortostática, com os braços ao longo do corpo, pés ligeiramente afastados à largura dos ombros e a olharem em frente para um ponto fixo à altura dos olhos (Fujiwara et al., 2006; Nigg et al., 2006a; Landry et al., 2010). Durante cada ensaio, os indivíduos estavam a ouvir música, para isolar os sons exteriores, tendo sido utilizada sempre a mesma música para cada indivíduo. Cada ensaio teve a duração de 45 segundos, com tempo de intervalo para descanso, entre cada ensaio, de 1 minuto (Fujiwara et al., 2006; Masani et al., 2003).

Após a medição, o sinal electromiográfico dos músculos em análise foi quantificado: dos 45 segundos de análise, foram seleccionados 40 segundos, tendo sido rejeitados os primeiros 2 segundos. Foi aplicado um filtro passa-banda (50 a 450 Hz), suavizado (10 amostras) e foi calculado o *Root Mean Square* (RMS), que

foi utilizado para análise (Borg, et al. 2007). Foram também calculados os ratios musculares TA/GM e RF/BF.

Para a normalização do sinal electromiográfico foram realizadas contracções máximas dos músculos acima referidos, com prévio aquecimento. O posicionamento para a realização das contracções máximas e submáximas foi diferente para cada músculo. Para o tibial anterior o participante encontrava-se em decúbito dorsal, foi aplicada resistência na região dorsal do pé e foi pedida a flexão dorsal e inversão do pé. Para o GM o posicionamento foi em decúbito ventral, com o joelho a cerca de 20° de flexão com a perna apoiada numa cunha, a resistência foi aplicada na região plantar e o movimento efectuado foi a flexão plantar.

O aquecimento foi constituído por 10 repetições de contracções submáximas, com 5 segundos de repouso e 5 segundos de contracção, para cada músculo. Foram realizadas 3 repetições das contracções máximas, com 1 minuto de descanso entre repetições, para cada músculo, e foi utilizada a média das três (Brown e Weir 2001).

2.5 Ética

Todos os sujeitos seleccionados para o estudo foram informados do mesmo, bem como dos procedimentos que foram realizados. Foi-lhes dada a conhecer a possibilidade de abandonar o estudo a qualquer momento da investigação.

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, bem como do CEMAH.

2.5 Estatística

Os dados estatísticos foram tratados através do programa SPSS (Statistic Package Social Science) versão 17.0. A caracterização da amostra foi efectuada através da estatística descritiva.

Para avaliar as diferenças existentes na actividade muscular e nos ratios musculares, dentro de cada grupo, com e sem sapatilhas, foi utilizado o teste de *Wilcoxon* para amostras emparelhadas, após não se ter verificado o pressuposto da normalidade (teste de *Shapiro – Wilk*) (New e Pearce 2007). Para se verificarem as diferenças existentes na actividade muscular entre os dois momentos de avaliação, dentro de cada grupo, foi também utilizado o teste de *Wilcoxon* para amostras emparelhadas, assim como para verificar as diferenças existentes ao nível dos ratios musculares, após não se ter verificado o pressuposto da normalidade. Para a avaliação das diferenças na actividade muscular e nos ratios musculares, existentes entre cada grupo (controlo e experimental) foi aplicado o teste de *Mann – Whitney* para amostras independentes, após não se ter verificado o pressuposto da normalidade (teste de *Shapiro – Wilk*). Para todos os testes efectuados, foi considerado um nível de significância de 0,05.

3. RESULTADOS

Na tabela 1 encontram-se os resultados relativos à média e desvio padrão do RMS do sinal electromiográfico dos músculos TA e GM, assim como a média do cálculo do ratio muscular TA/GM nos dois momentos de avaliação.

Tabela 1: Comparação da actividade muscular descalço e com sapatilhas MBT

| | | 1ª avaliação | | | | | 2ª avaliação | | | | | | | | |
|--------------|-------|--------------|-------|---------------|-------|-------|---------------|--------|-------|-------|---------------|-------|-------|---------------|--------|
| | | Descalço | | MBT | | | Descalço | | MBT | | | | | | |
| | | N | Média | Desvio padrão | N | Média | Desvio padrão | p | N | Média | Desvio padrão | N | Média | Desvio padrão | P |
| Controlo | TA | | 0,037 | 0,054 | 0,040 | 0,041 | 0,215 | | 0,035 | 0,044 | | 0,036 | 0,026 | 0,074 | |
| | GM | 16 | 0,046 | 0,035 | 16 | 0,074 | 0,043 | 0,001* | 16 | 0,052 | 0,025 | 16 | 0,083 | 0,061 | 0,04* |
| | TA/GM | | 0,783 | 1,343 | 0,662 | 0,770 | 0,379 | | 0,829 | 0,763 | | 0,557 | 0,411 | 0,278 | |
| Experimental | TA | | 0,106 | 0,265 | 0,023 | 0,012 | 0,683 | | 0,028 | 0,017 | | 0,031 | 0,023 | 0,221 | |
| | GM | 14 | 0,045 | 0,032 | 14 | 0,104 | 0,065 | 0,006* | 14 | 0,056 | 0,024 | 14 | 0,084 | 0,040 | 0,003* |
| | TA/GM | | 0,829 | 1,291 | 0,293 | 0,216 | 0,060 | | 1,982 | 2,161 | | 3,844 | 2,671 | 0,009* | |

* - teste de *Wilcoxon* para amostras emparelhadas com resultado significativo

Pela análise da tabela é possível verificar que, no grupo controlo, existe evidência estatística, com um nível de significância de 0,05, para afirmar que existem diferenças na actividade muscular do músculo GM, com e sem sapatilhas, nos dois momentos de avaliação ($p < 0,05$). No grupo experimental, para o mesmo nível de significância, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na actividade muscular do músculo GM, nos dois momentos de avaliação, com e sem sapatilhas MBT ($p < 0,05$). Relativamente ao ratio muscular, apenas existe evidência estatística para afirmar que o ratio TA/GM é significativamente diferente, descalço e com sapatilhas MBT, mas esta no 2º momento de avaliação, no grupo experimental

Tabela 2: Comparação da actividade muscular entre o grupo experimental e o grupo controlo

| | | Descalço | | | | | MBT | | | | | | | | |
|--------------|-------|----------|-------|---------------|--------------|-------|-------|---------------|----|-------|---------------|----|-------|---------------|--------|
| | | Controlo | | | Experimental | | p | Controlo | | | Experimental | | | | |
| | | N | Média | Desvio padrão | N | Média | | Desvio padrão | N | Média | Desvio padrão | N | Média | Desvio padrão | P |
| 1ª avaliação | TA | | 0,037 | 0,054 | | 0,106 | 0,265 | 0,934 | | 0,040 | 0,041 | | 0,023 | 0,012 | 0,262 |
| | GM | 16 | 0,046 | 0,035 | 14 | 0,045 | 0,032 | 0,835 | 16 | 0,074 | 0,043 | 14 | 0,104 | 0,065 | 0,803 |
| | TA/GM | | 0,783 | 1,343 | | 0,829 | 1,291 | 0,121 | | 0,662 | 0,770 | | 0,293 | 0,216 | 0,092 |
| 2ª avaliação | TA | | 0,035 | 0,045 | | 0,028 | 0,017 | 0,552 | | 0,036 | 0,026 | | 0,031 | 0,023 | 0,790 |
| | GM | 16 | 0,052 | 0,025 | 14 | 0,056 | 0,024 | 0,377 | 16 | 0,083 | 0,061 | 14 | 0,084 | 0,040 | 0,667 |
| | TA/GM | | 0,829 | 0,763 | | 1,982 | 2,161 | 0,110 | | 0,557 | 0,411 | | 3,844 | 2,671 | 0,000* |

* - teste de Mann-Whitney para amostras independentes com resultado significativo

Na tabela 2 estão descritos os resultados da média e desvio padrão do RMS do sinal electromiográfico dos músculos em análise e foi comparada a actividade muscular e o ratio muscular TA/GM entre o grupo de controlo e o grupo experimental, descalço e com sapatilhas MBT, nos dois momentos de avaliação.

A análise da tabela permite verificar que não existe evidência estatística para afirmar que a actividade muscular entre os dois grupos é diferente, quer na primeira, quer na segunda avaliação, para um nível de significância de 0,05. Verifica-se uma diferença estatisticamente significativa no ratio TA/GM, entre o grupo de controlo e o grupo experimental, mas apenas no 2º momento de avaliação.

A tabela 3 tem descritos os valores da média e desvio padrão do RMS do sinal electromiográfico dos músculos em análise e os resultados da comparação da actividade muscular dos mesmos, entre os dois momentos de avaliação, com e sem sapatilhas MBT.

Através da análise das tabelas pode-se verificar que não existe evidência estatística para afirmar que a actividade muscular entre o 1º e o 2º momento de avaliação é diferente, quer no grupo de controlo, quer no grupo experimental.

Tabela 3: Comparação da actividade muscular entre os dois momentos de avaliação

| | | Descalço | | | | | MBT | | | | | | | | |
|--------------|-------|--------------|-------|---------------|--------------|-------|-------|---------------|----|-------|---------------|----|-------|---------------|--------|
| | | 1ª avaliação | | | 2ª avaliação | | p | 1ª avaliação | | | 2ª avaliação | | | | |
| | | N | Média | Desvio padrão | N | Média | | Desvio padrão | N | Média | Desvio padrão | N | Média | Desvio padrão | P |
| Controlo | TA | | 0,037 | 0,054 | | 0,035 | 0,044 | 0,469 | | 0,040 | 0,041 | | 0,036 | 0,026 | 0,836 |
| | GM | 16 | 0,046 | 0,035 | 16 | 0,052 | 0,025 | 0,134 | 16 | 0,074 | 0,043 | 16 | 0,083 | 0,061 | 0,717 |
| | TA/GM | | 0,783 | 1,343 | | 0,829 | 0,763 | 0,379 | | 0,662 | 0,770 | | 0,557 | 0,411 | 0,959 |
| Experimental | TA | | 0,106 | 0,265 | | 0,028 | 0,017 | 0,975 | | 0,023 | 0,012 | | 0,031 | 0,023 | 0,272 |
| | GM | 14 | 0,045 | 0,032 | 14 | 0,056 | 0,024 | 0,140 | 14 | 0,104 | 0,065 | 14 | 0,084 | 0,040 | 0,397 |
| | TA/GM | | 0,829 | 1,291 | | 1,982 | 2,161 | 0,248 | | 0,293 | 0,216 | | 0,557 | 0,411 | 0,002* |

* - teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas com resultado significativo

4. DISCUSSÃO

A metodologia adoptada foi semelhante à utilizada em estudos anteriormente realizados (Fujisawa et al., 2005; Borg, et al. 2007; Landry et al., 2010). O principal ponto divergente entre esta e a metodologia de outros estudos, está assente na utilização do modo descalço como padrão de controlo. Como a amostra utilizada neste estudo é constituída por indivíduos de diferentes idades e com ocupações distintas, a utilização do calçado utilizado no dia-a-dia por cada participante poderia acarretar uma grande variabilidade de calçado, o que poderia induzir alterações significativas nos resultados. Para contornar este facto, optou-se por utilizar como medida controlo o modo descalço, tendo em consideração que isso por si só pode induzir um viés no estudo, devido às aferências recebidas, no entanto, optou-se por esta medida para ser mais fácil a comparação e padronização dos resultados. Apesar de alguns estudos com o calçado MBT (Nigg et al., 2006a; Romkes et al., 2006) optarem por definir um calçado padrão para os participantes, existem outros estudos em que o modo de descalço foi também utilizado. Rougier et al. (2009) no seu estudo acerca do efeito de um tipo de calçado no controlo postural, utilizaram o modo descalço. Também Landry et al. (2010), utilizaram o modo descalço como padrão de controlo, justificando a importância do treino descalço que potencia a actividade de todo o sistema muscular, estimulando não só os grandes grupos musculares, como também os mais pequenos.

Relativamente aos resultados electromiográficos referentes à actividade muscular durante o equilíbrio estático, é possível perceber que o calçado MBT provoca alterações na mesma em comparação com descalço, no entanto, as únicas diferenças consideradas significativas reportam-se ao músculo gastrocnémio medial. Este aumento da actividade muscular vai de encontro ao estudo realizado por Nigg et al. (2006a), onde se verificou um aumento da actividade muscular com as sapatilhas MBT, em alguns músculos do membro inferior, principalmente ao nível do gastrocnémio medial e tibial anterior, sendo que só neste último os resultados foram significativos. Este aumento da actividade muscular é justificado pela instabilidade provocada pela forma da sola da sapatilha. A sua forma arredondada no sentido antero – posterior faz com que, na posição ortostática, o indivíduo se encontre em constante movimento, provocando assim um aumento da estabilidade articular activa (Nigg et al., 2006). De acordo com o estudo de New e Pearce (2007), o calçado MBT também provoca um aumento significativo da amplitude de flexão plantar, que também se relaciona com o aumento da actividade muscular do gastrocnémio medial. Para além disso, este aumento da actividade muscular, pode estar também relacionado com o aumento das oscilações do CM provocadas pelas sapatilhas MBT, o que obriga a um aumento da actividade dos músculos flexores plantares sendo que estes são os principais responsáveis pela manutenção do CM dentro da base de suporte (Sasagawa e Ushiyama 2009).

Uma das hipóteses levantadas neste estudo está relacionada com os efeitos do calçado MBT, a longo prazo. Estudos anteriores têm demonstrado que o treino com superfícies instáveis pode aumentar significativamente a força muscular dos músculos do joelho e do tornozelo, assim como a propriocepção (Waddington e Adams; 2004; Waddington et al., 2000). Cosio-Lima et al (2003) verificaram que um programa de treino de equilíbrio, com superfícies instáveis, com duração de 5 semanas seria o suficiente para ser verificarem alterações na actividade electromiográfica dos músculos então em análise. Analisando o efeito das sapatilhas MBT a curto prazo, seria de esperar que o uso frequente das mesmas provocasse alterações mais acentuadas na actividade muscular, funcionando como um treino diário aliado às actividades funcionais do dia-a-dia, no entanto, este aumento significativo da actividade muscular não se verificou. Estes resultados vão de encontro ao estudo realizado por Nigg et al (2006a), onde foi estudado o efeito das sapatilhas MBT ao longo de um período de 12 semanas e onde não foram encontrados resultados significativos do aumento da actividade muscular, excepto dos músculos eversores. Este facto pode estar associado ao conceito inicial da construção do calçado MBT, que apresenta como principal objectivo o aumento da actividade muscular, principalmente dos músculos pequenos do pé, como o solear e o longo peroneal, que neste estudo não foram avaliados (Nigg, 2009).

Relativamente à avaliação dos rácios musculares o seu principal objectivo foi tentar perceber qual a influência das sapatilhas MBT na co-activação muscular dos músculos antagonistas e agonistas do tornozelo (Hubley-Kozey e Earl 2000). Assim, foi calculado o rácio TA/GM e verificou-se qual o músculo que estava em maior actividade, comparando essa actividade entre os dois grupos avaliados, entre o calçado MBT e descalço e entre os dois momentos de avaliação, tentando perceber se a mesma actividade tinha sido alterada. No primeiro momento de avaliação, verificou-se um predomínio da actividade do músculo GM, quer no grupo experimental, quer no grupo de controlo, no entanto, no segundo momento de avaliação, essa relação foi alterada no grupo experimental, sendo o músculo predominante o TA. Isto pode ser explicado por se verificar que no 2º momento de avaliação a actividade do GM diminui, em comparação com o primeiro, contrariamente à actividade do TA que aumentou. Este aumento de actividade pode estar relacionado com a instabilidade provocada pelo calçado, que também provoca alterações na actividade do TA, ou com a estratégia de controlo postural adoptada pelo participante aquando a medição, podendo ter recrutado maior

actividade do TA para manter o equilíbrio. A comparação dos rácios musculares permitiu verificar que a instabilidade provocada pelo calçado MBT afecta principalmente a actividade muscular dos músculos do tornozelo, sendo por isso possível verificar que a estratégia de controlo postural utilizada para a manutenção do equilíbrio estático é a estratégia do tornozelo (Runge, et al. 1999).

De acordo com a bibliografia consultada, é possível verificar que o calçado MBT faz parte de um conceito que está a surgir cada vez mais, principalmente na indústria do calçado desportivo, o conceito de “barefoot shoes” (Nigg, 2009). Este novo conceito assenta no pressuposto da construção do calçado tendo como principal objectivo promover a função do pé, como se o indivíduo estivesse descalço (Nigg, 2009). A indústria do calçado procura cada vez mais a opinião de podologistas para conseguirem transferir para o calçado as características anatómicas e funcionais do pé, criando assim um calçado leve, flexível, com permeabilidade ao ar, que permite o alinhamento axial e que respeita a forma anatómica do pé, proporcionando ao utilizador o conforto e a funcionalidade necessárias para o dia-a-dia (Thompson, et al. 2009). O calçado tem estas características patentes e proporciona ao utilizador a sensação de conforto, como se estivesse descalço (Thompson, et al. 2009). O facto de neste estudo não se terem encontrado grandes diferenças, ao nível da actividade muscular, entre o calçado MBT e descalço permite concluir que este último se enquadra no conceito acima descrito, tornando-se tão desafiante como estar descalço.

Normalmente o calçado comum é desenhado com o intuito de dar grande estabilidade ao indivíduo o que acaba por se tornar uma desvantagem, pois provoca uma diminuição da actividade muscular do pé, sendo esses músculos cada vez menos recrutados, o que propicia um aumento das lesões, principalmente ao nível do tornozelo (Nigg et al., 2006a). O calçado MBT tem a vantagem de provocar uma grande instabilidade, contrariando o calçado comum, contribuindo assim, para um aumento da actividade muscular do membro inferior e conseqüente diminuição da tensão articular e do risco de lesão (Nigg et al., 2006a).

Os resultados obtidos conduzem à necessidade da realização de mais estudos acerca dos efeitos do calçado MBT a longo prazo, assim como uma análise que envolva outros músculos que contribuem para a estabilidade do tornozelo.

5. CONCLUSÃO

O presente estudo teve como principal objectivo a análise da influência das sapatilhas MBT na intensidade da actividade muscular dos músculos TA e GM, durante o equilíbrio estático, assim como os ratios musculares entre eles (TA/GM). Estes efeitos foram analisados a curto e longo prazo.

Comparando a actividade muscular dos músculos TA e GM entre as sapatilhas MBT e o modo descalço, conclui-se que as sapatilhas provocam um aumento da actividade muscular do músculo GM, a curto e a longo prazo. Na mesma comparação, conclui-se ainda, que as sapatilhas MBT alteram o rácio muscular TA/GM.

Na comparação da actividade muscular dos músculos em análise entre os dois momentos de avaliação, conclui-se que as sapatilhas MBT não apresentam um efeito significativo na mesma, no entanto, conclui-se que alteram o ratio muscular TA/GM.

Pode então ser concluído, para a população geral, que o uso das sapatilhas MBT, provoca um aumento da actividade do músculo GM durante a posição ortostática contribuindo assim para o aumento da estabilidade do tornozelo.

REFERÊNCIAS

Balashubramaniam, R., & Wing, A. (December de 2002). The dynamics of standing balance. *TRENDS in Cognitive Sciences*, 6 (12), pp. 531-536.

Borg, F., Finell, M., Hakala, I., & Herrala, M. (2007). Analyzing gastrocnemius EMG - activity and sway data from quiet and perturbed standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, pp. 622-634.

Brown, L., & Weir, J. (2001). ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiology Online*, 4 (3).

Cosio - Lima, L., Reynolds, K., Winter, C., Paolone, V., & Jones, M. (2003). Effects of physioball and conventional floor exercises on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17, pp. 721-725.

Fujisawa, N., Masuda, T., Inaoka, H., Fukuoka, Y., Ishida, A., & Minamitani, H. (2005). Human Standing posture control system depending on adopted strategies. *Med Biol Eng Comput*, 43, pp. 107-114.

Fujiwara, K., Toyama, H., Kiyota, T., & Maeda, K. (2006). Postural muscle activity patterns during standing at rest and on an oscillating floor. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16, pp. 448-457.

- Gauchard, G., Jeandel, C., & Perrin, P. (2001). Physical and sporting activities improve vestibular afferent usage and balance in elderly human subjects. *Gerontology*, *47*, pp. 263-270.
- Hubley-Kozey, C., & Earl, E. (2000). Coactivation of the ankle musculature during maximal isokinetic dorsiflexion at different angular velocities. *Journal of Applied Physiology*, *82* (4), pp. 289-296.
- Kouzaki, M., & Fukunaga, T. (2008). Frequency features of mechanomyographic signals of human soleus muscle during quiet standing. *Journal of Neuroscience Methods*, *173*, pp. 241-248.
- Landry, S., Nigg, B., & Tecante, K. (2010). Standing in an unstable shoe increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles. *Gait & Posture*, *32*, pp. 215-219.
- Masani, K., Vette, A. H., & Popovic, M. (2006). Controlling balance during quiet standing: proportional and derivative controller generates preceding motor command to body sway position observed in experiments. *Gait & Posture*, *23*, pp. 164-172.
- Masani, K., Vette, A., Kawashima, N., & Popovic, M. (2008). Neuromusculoskeletal torque-generation process has a large destabilizing effect on the control mechanism of quiet standing. *Journal Neurophysiology*, *100*, pp. 1465-1475.
- New, P., & Pearce, J. (2007). The effects of Masai Barefoot Technology Footwear on posture: an experimental designed study. *Physiotherapy Research International*, *12* (4), p. 202.
- Nigg, B. (2009). Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Science*, *1* (2), pp. 73-79.
- Nigg, B., Hintzen, S., & Ferber, R. (2006a). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, *21*, pp. 82-88.
- Nigg, B., Emery, C., & Hiemstra, L. (2006b). Unstable Shoe construction and reduction in pain in Osteoarthritis Patients. In *Medicine & Science in Sports & Exercise*. American College of Sports Medicine.
- 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*, pp. 257-263.
- Romkes, J., Rudmann, C., & Brunner, R. (2006). Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics*, *21*, pp. 75-81.
- Rougier, P., Regueme, S., Monti, A., Rogeon, M., & Bourse, J. (2009). Wearing shoes increasing dorsiflexion improves short-term but no long-term balance control in young healthy adults. *Journal of Biomechanics*, *42*, pp. 2268-2272.
- Runge, C., Shupert, C., Horak, F., & Zajac, F. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture*, *10*, pp. 161-170.
- Sasagawa, S., & Ushiyama, J. (2009). Balance control under different passive contributions of the ankle extensors: quiet standing on inclined surfaces. *Exp Brain Res*, *196*, pp. 537-544.
- Thompson, A., Zipfel, B., McKibbin, B., & Jackson, D. (2009). "Barefoot Technology" in school shoes: Gait pattern and functional improvement over an 8-week period. *Footwear Science*, *1* (1), pp. 55-57.
- Waddington, G., & Adams, R. (2004). The effect of a 5-week wobble - board exercise intervention on ability to discriminate different degrees of ankle inversion, barefoot and wearing shoes: a study in healthy elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*, *52*, pp. 573-576.