

Análise do impacto do tênis e coturno fornecidos pelo Exército Brasileiro durante a marcha

CDD. 20.ed. 796.023

<http://dx.doi.org/10.1590/1807-55092014000300377>

André Silva TORRES*

Daniel Morgado FERRARI*

Vagner Xavier CIROLINI*

Antônio Marcio dos Santos VALENTE*

Adriane Mara de Souza MUNIZ*

*Escola de Educação Física do Exército.

Resumo

O objetivo do presente estudo foi comparar a absorção de impacto durante a marcha descalço e com tênis e coturno fornecidos pelo Exército Brasileiro. A amostra foi composta por 20 soldados saudáveis recém-incorporados sem sintomas ou lesões musculoesqueléticas ou neurológicas que interferissem na marcha. Os sujeitos foram instruídos a caminhar em uma plataforma de madeira de 10 metros de comprimento por um metro de largura, com duas plataformas de força (Bertec, EUA) embutidas no centro. O componente vertical da força de reação do solo foi avaliado durante a marcha nas situações tênis, coturno e descalço. O sistema de cinemática (Qualysis, Suécia) foi utilizado para medir a velocidade da marcha em cada situação de teste. O primeiro pico de força (PPF), o tempo para atingir o PPF (T_PPF), pico transiente de impacto (IPF) e a taxa de aceitação do peso (TAP) entre 10% e 30%, 30% e 50%, 50% e 70%, 70% e 90% e 10% e 90% do PPF foram avaliadas. O T_PPF foi em média 1s menor ($p < 0,0001$), o IPF e a TAP entre 10% e 30% do PPF foram maiores ($p < 0,0001$, ambos) descalço comparados a marcha com tênis e coturno. Não foi observado diferença estatística nas outras variáveis estudadas nas três condições de teste, bem como em nenhuma variável na comparação entre tênis e coturno. Os calçados avaliados são eficientes em reduzir o impacto durante a marcha por atrasar em média 1 s o tempo em que o PPF foi atingido, reduzir o IPF e a TAP nos primeiros 30% do PPF.

PALAVRAS-CHAVE: Força de reação do solo; Taxa de aceitação do peso; Calçado; Biomecânica.

Introdução

A marcha humana é um processo de locomoção caracterizado pelo deslocamento rítmico das partes do corpo que se repetem a cada passo¹. Tal movimento está presente na maioria das atividades cotidianas, bem como em muitas tarefas laborais, como nas atividades militares. O Exército Brasileiro apresenta treinamentos que preveem deslocamentos entre oito e 32 km, exercícios e manobras militares, além de atividade física regular, com a utilização de coturno ou tênis como calçado.

A associação entre atividade militar e a ocorrência de lesões no membro inferior tem sido amplamente reconhecida. Nos últimos anos, uma grande incidência de lesões por esforço repetitivo como periostite, tendinite do tendão calcâneo, síndrome patelofemoral e fratura por estresse foram observadas

em recrutas recém incorporados². MILGROM et al.³ observaram incidência de 31% de fraturas por estresse em recrutas israelenses. Um estudo em recrutas da Marinha Britânica revelou que durante 30 semanas de treinamento, 16% dos soldados sofreram lesão no membro inferior⁴. Um estudo com 3758 recrutas do gênero feminino nos Estados Unidos reportaram ocorrência de 8,5% de fratura por estresse após oito semanas de treinamento militar⁵. Tais lesões são associadas ao excesso de treinamento em curto prazo e à utilização de calçado inadequado para as atividades de marcha e corrida⁶. HINZ et al.⁷ observaram redução no pico de pressão plantar em coturno militares que utilizaram palmilhas de neoprene, as quais podem ser utilizadas na redução da incidência de fraturas durante marchas militares.

Estudos têm sugerido que a fisiopatologia da fratura por estresse em militares pode decorrer da fadiga associada à grande carga de pressão plantar^{6,8}. As ondas de choque durante a fase de impacto da marcha são relacionadas às lesões de efeito cumulativo, causando desgastes e lacerações dos tecidos ósseo e articular, principalmente se associado à fadiga muscular⁹. Desta forma, o calçado torna-se um importante meio de proteção do aparelho locomotor, tendo como principais funções a absorção do choque mecânico e estabilização articular¹⁰. Entretanto, seu uso inadequado pode causar lesões, por interferir em mecanismos de regulação e controle da marcha, gerando dores e cansaço muscular¹⁰.

A força de reação do solo (FRS) é a força mais comum que atua no corpo humano¹¹. Desde os anos 70, a FRS tem sido usada por vários pesquisadores para quantificar a força externa durante o movimento humano, particularmente, durante a marcha e corrida. O componente vertical da FRS (FRSv) durante a marcha apresenta tipicamente um pico de impacto após o contato inicial devido a colisão do pé com o solo. Tal força de impacto ocorre no período próximo a 50 milésimos de segundo (ms) após o

contato e causa ondas de choque que percorrem os tecidos moles e componentes esqueléticos do corpo¹². De acordo com LAFORTUNE e HENNING¹³, um papel importante do calçado é absorver tais forças de impacto e, desta forma, prevenir sobrecarga no corpo e, provavelmente reduzir o risco de osteoartrite no aparelho locomotor.

O estudo sobre as forças de impacto da FRS fornece importantes informações sobre a capacidade do calçado em absorver carga durante a locomoção¹⁴. Porém pouco é conhecido sobre os efeitos do coturno sobre a FRS, além de seu papel no desenvolvimento de lesões e disfunções no membro inferior. Desta forma, a maior compreensão da sobrecarga gerada pelos calçados fornecidos pelo Exército Brasileiro pode auxiliar no desenvolvimento de estratégias que reduzam a incidência de lesões em soldados. Assim, o objetivo desse estudo foi comparar a absorção de impacto durante a marcha descalço, com tênis e com coturno fornecidos pelo Exército Brasileiro. A hipótese do presente estudo é que o impacto seja maior durante a marcha descalço, seguida pela marcha com coturno e o menor valor de impacto seja encontrado na marcha com tênis.

Método

Amostra

Foram avaliados 20 soldados recém-incorporados no ano de 2012. Os sujeitos apresentaram média de idade de 19 ($\pm 0,5$) anos, massa corporal 69,3 ($\pm 0,4$) kg e altura 1,69 ($\pm 0,05$) m. Todos os sujeitos eram saudáveis e não possuíam sintomas ou lesões musculoesqueléticas ou neurológicas que interferissem na marcha. Sujeitos que apresentaram lesão traumática no joelho ou patela, cirurgia prévia, lesão ligamentar ou meniscal, deformidades severas no joelho (joelho varo ou valgo) ou deformidades severas no pé (pé cavo, pé plano ou hálux valgo) foram excluídos da pesquisa. O exame físico foi realizado por um fisioterapeuta experiente. O termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CAAE 03525712.8.0000.5250) foi assinado por todos os sujeitos.

Procedimentos experimentais

Os testes foram realizados em dois dias distintos. No primeiro dia, os sujeitos foram informados sobre

os procedimentos da coleta, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e passaram por uma avaliação física e antropométrica.

No segundo dia, a FRSv durante a marcha foi avaliada através de duas plataformas de força BERTEC modelo 4060-10 (Berotec, EUA). O sistema de cinemétrie Qualysis (Qualysis Pro-reflex system, Suécia) foi utilizado para medir a velocidade da marcha. Um marcador reflexivo de 19 milímetros (mm) de diâmetro foi fixado na pelve e utilizado para medir a velocidade da marcha. Os sinais de cinemétrie e FRSv foram coletados com uma frequência de 200 Hz por 10 s. As plataformas foram embutidas no centro de uma plataforma de madeira niveladas no plano horizontal das plataformas de força. Os sujeitos foram solicitados a caminhar em velocidade auto-selecionada em três situações de teste distintas: com coturno, tênis e descalço (FIGURA 1). O modelo dos calçados utilizados no estudo foi o tênis e coturno fornecidos pela cadeia de suprimento do Exército no ano de 2012 aos soldados (FIGURA 1).

Antes de cada teste, os sujeitos foram pesados na plataforma de força com cada calçado para

normalização da FRS. Para familiarização ao protocolo experimental, os sujeitos foram solicitados a realizar cinco tentativas de marcha sobre a plataforma com cada calçado e em seguida três tentativas válidas de marcha. A ordem dos calçados/descalço foi

estabelecida de forma aleatória. Entende-se como tentativa válida, a marcha realizada de forma natural com um pé sobre cada plataforma de força. Após as tentativas válidas em cada situação de teste, os sujeitos permaneceram em repouso por cinco minutos.



FIGURA 1 - Calçados avaliados no estudo: a) coturno e b) tênis.

Análise e processamento de dados

Segundo CHI e SCHMITT¹⁵, o componente vertical representa mais de 90% do vetor resultante da FRSv durante a marcha e a corrida. Desta forma, somente a FRSv do membro inferior direito foi considerado no presente estudo.

O sinal da FRSv foi filtrado com filtro Butterworth passa-baixas de 2ª ordem com frequência de corte de 60 Hz aplicado na ordem direta e reversa e em seguida normalizado pelo peso corporal. A frequência de corte foi a mesma utilizada por LAFORTUNE e HENNING¹³, já que segundo os autores, a análise espectral da fase de impacto da FRS revelou que 99% da potência do sinal estava abaixo de 60Hz. A normalização da FRSv foi realizada pelo peso do sujeito obtido com cada calçado. Os parâmetros primeiro pico de força (PPF), tempo para atingir o PPF (T_PPF), pico transiente de impacto (IPF) e a taxa de aceitação do peso (TAP) foram obtidos

através do componente FRSv (FIGURA 2). A TAP representa o gradiente de crescimento da curva FRSv até atingir o PPF¹⁴.

$$TAP = \Delta FRSv / \Delta t$$

onde a $\Delta FRSv$ representa a variação da FRSv e Δt o intervalo de tempo em que a TAP foi avaliada. Neste estudo a TAP foi avaliada nos seguintes intervalos: entre 10 e 30% do PPF, entre 30 e 50% do PPF, entre 50 e 70% do PPF, entre 70 e 90% e entre 10 e 90% do PPF (FIGURA 2), procedimento similar ao descrito por PALHANO et al.¹⁴. A subdivisão da TAP foi realizada para que pudéssemos ter uma ideia do que acontece com a variável em intervalos menores. As variáveis foram obtidas em cada tentativa válida de marcha, e em seguida obtida a média de cada variável. O processamento dos sinais foi realizado através de rotinas desenvolvidas no “software” Matlab 6.5 (Matworks, EUA).

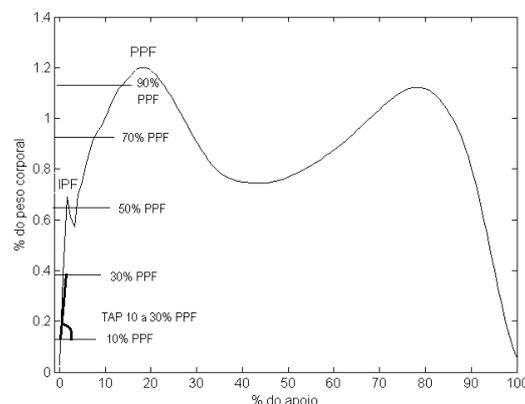


FIGURA 2 - Componente vertical da força de reação do solo (FRSv), com o primeiro pico de força (PPF), pico transiente de impacto (IPF) e os intervalos de avaliação da taxa de aceitação do peso (TAP).

Análise estatística

A comparação das variáveis: velocidade da marcha, PPF, T_PPF e IPF nas três condições de teste da marcha (descalço, com tênis e coturno) foi realizada através do teste ANOVA um fator (“one-way”). Para a comparação das diferentes condições de teste de marcha e os intervalos de TAP

avaliados, a ANOVA dois fatores com três níveis no fator condições de marcha (descalço, tênis e coturno) e cinco níveis no fator TAP foi realizada. A comparação “post-hoc” foi realizada através do teste Tukey HSD. O nível de significância escolhido foi $\alpha < 0,05$. A análise estatística foi realizada no “software” Statistica 8.0 (Statsoft, EUA).

Resultados

Não foi encontrado diferença estatística nas variáveis: velocidade da marcha e PPF, nas três condições avaliadas (TABELA 1). Em contrapartida, o T_PPF foi estatisticamente menor na marcha descalço quando comparado à marcha com tênis e coturno (TABELA 1), apresentando 1s em média de antecedência. A FRSv descalço apresentou um pico transiente (IPF) maior comparado a marcha com tênis e coturno, com magnitude média próxima a 80% do peso corporal (TABELA 1). Estes resultados mostram que os calçados avaliados foram eficientes em reduzir o impacto durante a marcha.

A análise da variância dois fatores mostrou haver diferença significativa entre os calçados nos diferentes intervalos da TAP avaliados ($p < 0,0001$), nas diferentes condições de teste (descalço, tênis e coturno) ($p < 0,0001$), além da interação da TAP com os calçados ($p < 0,0001$) (FIGURA 3).

O teste de “post-hoc” mostrou que a TAP entre 10 e 30% do PPF durante a marcha descalço foi maior do que marcha com tênis ($p < 0,0001$) e coturno ($p < 0,0001$). Nos outros intervalos avaliados da TAP

não houve diferença estatística entre descalço e os calçados (FIGURA 3). A comparação dos diferentes intervalos da TAP na condição descalço mostrou que houve redução estatística nos intervalos de 30 e 50% do PPF e acima (50 e 70% e 70 e 90%) comparado ao intervalo 10 e 30% ($p < 0,0001$, para todas comparações). Com tênis, a TAP 10 e 30% do PPF foi maior do que a TAP entre 70 e 90% do PPF ($p = 0,0005$) (FIGURA 3) e com coturno, a TAP entre 30 e 50% do PPF foi maior do que a TAP entre 70 e 90% do PPF ($p < 0,0001$) e entre 10 e 90% do PPF ($p = 0,02$) (FIGURA 3).

Não foi encontrado diferença estatística entre a marcha com tênis e coturno em todas as variáveis estudadas (TABELA 1; FIGURAS 3), evidenciando que as propriedades de absorção de carga dos calçados são bastante semelhantes. O diagrama de espalhamento das variáveis que apresentaram diferença estatística entre os grupos mostra uma separação de marcha descalço com relação à marcha de tênis e coturno, porém os dados da marcha com os calçados estão juntos (FIGURA 4).

TABELA 1 - Média e desvio padrão das variáveis, velocidade da marcha, primeiro pico de força (PPF), pico transiente de impacto (IPF) e tempo para atingir o primeiro pico de força (T_PPF).

	Descalço	Tênis	Coturno	p
Velocidade da marcha (km/h)	4,93 ± 0,77	4,95 ± 0,90	4,97 ± 0,95	0,9848
PPF (% peso corporal)	1,28 ± 0,08	1,29 ± 0,10	1,29 ± 0,11	0,9405
T_PPF (s)	0,11 ± 0,01*	0,12 ± 0,01	0,12 ± 0,01	< 0,0001
IPF (% peso corporal)	0,79 ± 0,15*	0,51 ± 0,09	0,47 ± 0,16	< 0,0001

* diferença entre a marcha descalço comparado com o tênis e coturno.

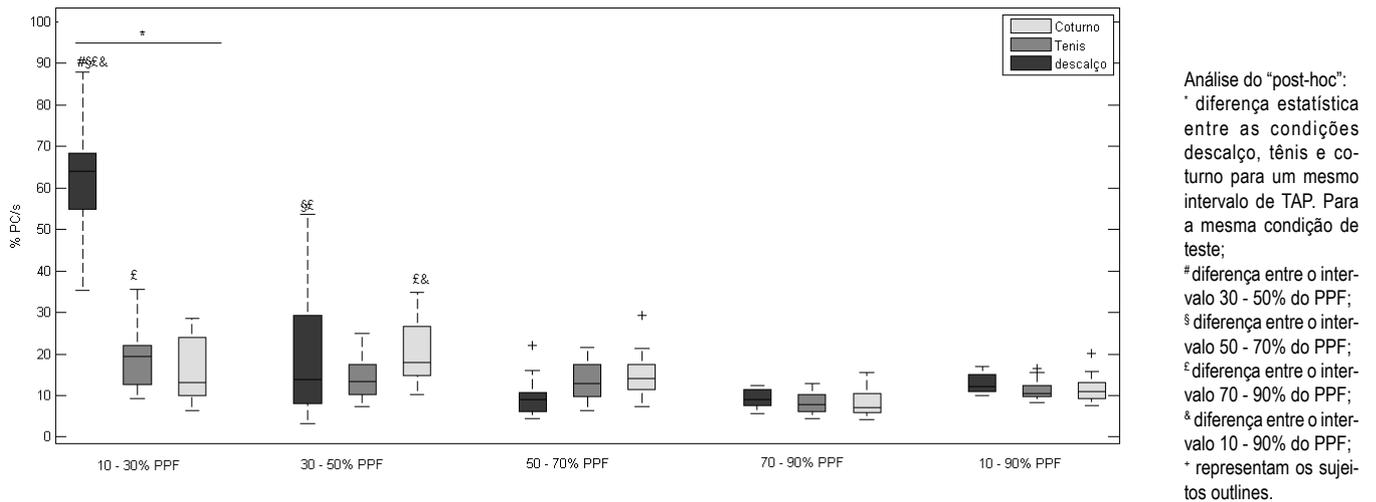


FIGURA 3 - Boxplot da taxa de aceitação do peso (TAP) nos cinco intervalos avaliados relacionados as situações de marcha com coturno, tênis e descalço.

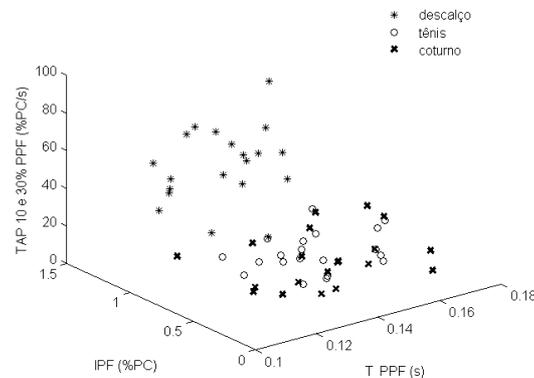


FIGURA 4 - Diagrama de espalhamento entre as variáveis tempo para atingir o PPF (T_PPF), Força transiente de impacto (IPF) e a taxa de aceitação do peso (TAP) de 10 e 30% do primeiro pico de força (PPF) nas situações descalço, tênis e coturno.

Discussão

Este foi o primeiro estudo que avaliou o impacto durante a marcha com tênis e coturno oferecidos pelo Exército Brasileiro aos recrutas, os quais iniciam o programa de treinamento militar intenso e estão sujeitos a lesões músculoesqueléticas frequentes. O objetivo foi investigar as respostas cinéticas da marcha com coturno e tênis oferecidos pelo Exército Brasileiro e comparar à marcha descalço. A hipótese inicial do estudo foi parcialmente comprovada, com a marcha descalço apresentando maior impacto do que a marcha com os calçados. Entretanto, a marcha com coturno não apresentou maiores valores de impacto do que a marcha com tênis como era

esperado encontrar. A avaliação dos parâmetros da FRSv mostraram que as propriedades de absorção de carga do tênis e coturno foram semelhantes e se diferenciaram do padrão de marcha descalço no maior tempo para atingir o PPF (TABELA 1), menor IPF e TAP nos primeiros 30% do PPF. Esses resultados sugerem que os calçados conseguiram de forma semelhante, reduzir o impacto durante a marcha comparado ao padrão descalço.

O PPF não apresentou diferença significativa entre as situações de teste, corroborando com os resultados encontrados por FREY¹⁶ e NIGG¹⁷. Segundo HAMIL¹¹, o parâmetro chave usado para avaliação

do calçado é a TAP, por representar o gradiente de aumento da força vertical. Contrariamente, KEENAN et al.¹⁸ encontraram menor valor do PPF na marcha descalço, comparados a diferentes modelos de tênis. Os autores avaliaram a marcha na esteira, sendo que os resultados diferentes podem estar relacionados às diferenças da marcha na esteira e no solo.

Em contrapartida, o tempo para atingir o PPF (T_PPF) aumentou 9,1% em ambos os calçados, evidenciando que o tênis e o coturno foram eficientes em retardar o impacto, reduzindo a sobrecarga sobre o sistema musculoesquelético. Estudos prévios mostraram que calçados rígidos reduzem o tempo em que o PPF é atingido¹⁹. FREY¹⁶ sustenta, ainda, que o único efeito consistente do amortecimento do tênis de corrida na FRSv é retardar o ritmo com que o pico da força de impacto é atingido.

A força de impacto no início do apoio, IPF, foi maior descalço comparado aos padrões de marcha com calçados (TABELA 1). Esses resultados são semelhantes aos achados de LAFORTUNE e HENNING¹³ comparando o impacto durante a marcha descalço com dois modelos de calçados. No presente estudo, o uso do tênis reduziu o IPF em 35,5% e do coturno em 40,51%, o que demonstra a capacidade dos calçados em reduzir o impacto do peso corporal (TABELA 1). Essa força de impacto é causada por mudanças inerciais do membro inferior que gera uma onda de choque transmitida por todo o corpo^{12,20}. A força de impacto e a onda de choque são consideradas uma das causas primárias das doenças degenerativas e lesões musculoesqueléticas²¹. A proteção contra as forças transientes é promovida pelo posicionamento do membro no contato inicial, pelo coxim anatômico do calcanhar, por materiais usados na construção dos calçados e pelo uso de palmilhas viscoelásticas²⁰. Desta forma, um fator importante que governa a magnitude do transiente de impacto é a espessura da interface entre o calcâneo o solo. Como essas forças são prejudiciais ao sistema musculoesquelético a redução do IPF ocasionada pelo tênis e o coturno demonstra sua capacidade de absorção de carga, atenuando o impacto do pé com o solo.

O tênis e o coturno atenuaram também a TAP no intervalo entre 10 e 30% do PPF (FIGURA 3), corroborando com os achados de FOLMAN et al.²² que encontraram atenuação significativa da TAP com a utilização de tênis comparado ao padrão descalço. É reportado que a TAP varia inversamente proporcional com a dureza do calçado¹¹. A transferência de peso corporal no início do ciclo da marcha ocorre de forma abrupta, com o pé caindo em queda livre por

um período de 50 ms, carregando aproximadamente 60% do peso corporal¹. Segundo WALKELING et al.¹², os músculos do membro inferior podem levar cerca de 60 ms a 100 ms para iniciar a produção de força após o contato inicial na marcha. Durante esse período, o calçado apresenta um papel importante na minimização do impacto.

O impacto maior no início da marcha descalço pode estar relacionado ao fato dos sujeitos não estarem habituados a caminharem sem calçado. O tecido conjuntivo existente abaixo do calcanhar absorve parte do transiente de impacto, mas em menor extensão que o calçado¹⁵. Desta forma, sujeitos que não estejam habituados a usar tênis, adaptam o sistema musculoesquelético para receber a carga do peso corporal. De acordo com LIEBERMAN et al.²³, o transiente do impacto é maior na situação descalço, principalmente em corredores que estão habituados a usar tênis. Esses autores afirmam que corredores habituados a usar tênis utilizam quase que exclusivamente o calcanhar para absorver o impacto, e não o antepé, o que torna o membro inferior menos complacente.

A TAP entre 30 e 50 % do PPF não foi diferente nas condições de teste avaliadas (FIGURA 3). Isso aconteceu, porque nessa porcentagem do PPF houve uma redução brusca na TAP durante a marcha descalço (FIGURA 3). O período de até 50% do PPF representa uma fase de queda livre do peso corporal²⁴, em que a musculatura ainda não produz força e os calçados servem para minimizar o impacto. A TAP é incrementada de acordo com a dureza e propriedades mecânicas do solado dos calçados¹⁷. Assim, como não houve aumento significativo da TAP nessa fase nos calçados avaliados (FIGURA 3) não podemos afirmar ineficiência dos mesmos em reduzir a TAP nessa condição. Entretanto, quando se comparou os diferentes intervalos da TAP em cada calçado foi observado que maior valor de TAP com tênis foi entre 10 e 30% do PPF e do coturno entre 30 e 50% do PPF (FIGURA 3). Esses resultados sugerem que tanto o tênis como o coturno podem melhorar sua atenuação de impacto para gerar valores de TAP maiores acima de 50% do PPF.

No intervalo da TAP entre 10 e 90% do PPF não foi observado diferença estatística entre as situações de teste. Esse intervalo foi escolhido por representar a avaliação da TAP na maioria dos estudos, que escolhem dois pontos para interpolar uma reta para o cálculo da TAP¹². A região da curva da FRSv até atingir o PPF não é linear, e segundo PALHANO et al.¹⁴, esses pontos são escolhidos de maneira aleatória e alguns autores interpolam entre 20 e 80% do PPF e outros entre 10 e 90%. No presente estudo, a

divisão do cálculo da TAP em retas que representem intervalos menores durante o incremento da força até atingir o PPF, visou à obtenção de informações mais precisas sobre o comportamento da curva. Essa metodologia possibilitou discutir o que acontece nos primeiros 50 ms, período em que grande parcela dos pesquisadores supõe que o transiente da força ocorre²³. Se de fato fosse modelada somente uma reta entre 10% e 90% da TAP não seria encontrado diferença entre as situações de teste, não sendo possível caracterizar o impacto durante a marcha com os calçados avaliados. Esses achados corroboram com PALHANO et al.¹⁴ que também não encontraram valores constantes de TAP entre os intervalos avaliados. Desta forma, sugere-se uma análise mais criteriosa da TAP, dividindo-a em intervalos menores, ao invés de modelar uma única reta.

Em todas variáveis estudadas não foi observado diferença estatística entre a marcha com coturno e tênis fornecidos pela cadeia de suprimento. O diagrama de espalhamento das variáveis que apresentaram diferença estatística ilustra o padrão semelhante entre os calçados (FIGURA 4). Esses resultados sugerem que os dois calçados apresentam características de rigidez semelhantes, resultado que não era esperado, já que os calçados são usados para tarefas diferentes. O coturno é frequentemente usado para atividades operacionais para proteger o pé em situações adversas, devendo ser resistente e durável. Assim, esperava-se

um comprometimento na capacidade de absorver impacto comparado ao tênis, que é frequentemente utilizado para a realização de atividades desportivas. Como ambos os calçados apresentaram menor impacto durante a marcha comparado ao padrão descalço, sugere-se que sejam seguros para a prática da caminhada, entretanto, novos estudos precisam ser realizados para verificar a capacidade do tênis em reduzir impacto durante a prática de atividades desportivas como a corrida e saltos.

Adicionalmente, diversos modelos de coturno são utilizados pelos militares do Exército Brasileiro e no intuito de dar continuidade a esse processo, estudos comparando a marcha com diferentes tipos de coturno, além da comparação do tênis fornecido pela cadeia de suprimento com outros tênis que apresentem comprovada eficiência na prática da atividade física são necessários.

O tênis e o coturno oferecidos pelo Exército Brasileiro foram eficientes na absorção do impacto durante a marcha comparado ao movimento descalço. Os calçados retardaram o ritmo em que o PPF foi atingido, reduziram o pico transiente de impacto e a TAP nos primeiros 30% do PPF comparado a marcha descalço. As propriedades de absorção de impacto dos calçados estudados parecem ser semelhantes, pois não foi encontrada diferença significativa entre o tênis e o coturno estudados, nas variáveis relacionadas ao impacto durante a marcha.

Abstract

Analysis of shock absorption during gait wearing tennis shoes and military boots from Brazilian Army

This study aimed at comparing shock absorption during gait while walking barefoot, tennis shoes and military boots. Twenty healthy soldiers without neurologic or musculoskeletal disorders were evaluated. Subjects walked 10 meters along a straight and level walkway at a comfortable speed in barefoot condition and using tennis shoes and military boots. Two force platforms (Bertec, EUA) were placed in serial at the middle of the walkway used to measure the ground reaction forces (GRF). The kinematic system (Qualysis, Sweden) was used to measure gait speed in each test condition. The first peak of force (FPF) of the vertical component of the GRF, time to reach to FPF (T_FPF), transient impact peak force (IPF) were evaluated and the weight acceptance rate at 10% to 30%, 30% to 50%, 50% to 70%, 70% to 90% and 10% to 90% of FPF. T_FPF was 1 s shorter ($p < 0.0001$), as well as IPF and weight acceptance rate at 10% to 30% in barefoot was higher ($p < 0.0001$, both) than tennis shoes and military boots gait patterns. None statistical difference was found in the others analyzed variables, even as in the tennis shoes and military boots comparisons. The analyzed footwear delayed the FPF impact during gait, reduce the IPF and the weight acceptance phase during 10% to 30% of FPF, being efficient in reduce impact forces during gait.

KEY WORDS: Ground reaction force; Weight acceptance rate; Footwear; Biomechanics.

Referências

1. Rose J, Gamble J. *Marcha teoria e prática da locomoção humana*. 3a ed. São Paulo: Guanabara-Koogan; 2007.
2. Jones BH, Cowan DN, Tomlinson JP, Robinson JR, Polly DW, Frykman PN. Epidemiology of injuries associated with physical training among young men in the army. *Med Sci Sports Exerc*. 1993;25:197-203.
3. Milgrom C, Giladi M, Kashtan H, et al. A prospective study of the effect of a shock-absorbing orthotic device on the incidence of stress fractures in military recruits. *Foot Ankle Int*. 1985;6:101-4.
4. Riddell DI. Rehabilitation of injured Royal Marine recruits. *J R Nav Med Serv*. 1988;75:171-6.
5. Lappe JM, Stegman MR, Recker RR. The impact of lifestyle factors on stress fractures in female Army recruits. *Osteoporosis Int*. 2001;12:35-42.
6. Arndt A, Westblad P, Ekenman I, Lundberg A. A comparison of external plantar loading and in vivo local metatarsal deformation wearing two different military boots. *Gait Posture*. 2003;18:20-6.
7. Hinz P, Henningsen A, Matthes G, Jäger B, Ekkernkamp A, Rosenbaum D. Analysis of pressure distribution below the metatarsals with different insoles in combat boots of the German Army for prevention of march fractures. *Gait Posture*. 2008;27:535-8.
8. Voloshin AS, Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Dynamic loading on the human musculoskeletal system-effect of fatigue. *Clin Biomech*. 1998;13:515-20.
9. Guisande TP, Mochizuki L. Forças de impacto e marcha militar: estudo descritivo. *Rev Educ Tecnol apl Aeron*. 2009;1:117-23.
10. Hennig EM, Milani TL. In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. *J Appl Biomech*. 1995;11:299-300.
11. Hamill J. Evaluating sport shoes using ground reaction force data. 14o International Symposium on Biomechanics in Sports; 25-29 jun. 1996; Madeira, PT. Madeira; 1996. p.111-9.
12. Wakeling JM, Liphardt A-M, Nigg BM. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. *J Biomech*. 2003;36:1761-9.
13. Lafortune MA, Hennig EM. Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. *Clin Biomech*. 1992;7:181-4.
14. Palhano R, Balbinot G, Varga APD, Zaro MA, Faquin A, Strohaecker TR. Análise do impacto em calçados durante a marcha. XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; Porto de Galinhas, BR. Porto de Galinhas; 2012. p.254-8.
15. Chi K-J, Schmitt D. Mechanical energy and effective foot mass during impact loading of walking and running. *J Biomech*. 2005;38:1387-95.
16. Frey C. Footwear and stress fractures. *Clin Sports Med*. 1997;16:249-57.
17. Nigg BM, Liu W. The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. *J Biomech*. 1999;32:849-56.
18. Keenan GS, Franz JR, Dicharry J, Croce UD, Kerrigan DC. Lower limb joint kinetics in walking: the role of industry recommended footwear. *Gait Posture*. 2011;33:350-5.
19. Bianco R, Azevedo APS, Fraga CHW, et al. The influence of running shoes cumulative usage on the ground reaction forces and plantar pressure responses. *Rev Bras Educ Fís Esporte*. 2011;25:583-91.
20. Whittle MW. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait Posture*. 1999;10:264-75.
21. Gill HS, O'Connor JJ. Heelstrike and the pathomechanics of osteoarthritis: a pilot gait study. *J Biomechanics*. 2003;36:1625-31.
22. Folman Y, Wosk J, Shabat S, Gepstein R. Attenuation of spinal transients at heel strike using viscoelastic heel insoles: an in vivo study. *Prev Med*. 2004;39:351-4.
23. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010;463:531-5.
24. Azevedo APS. Análise dinâmica e eletromiográfica da locomoção com o uso de calçado esportivo falsificado [dissertação]. São Paulo (SP): Universidade de São Paulo, Escola de Educação Física e Esporte; 2009.

Agradecimentos

Ao Centro de Capacitação Física do Exército (CCFEx), por disponibilizar recursos e franquear a ajuda do Instituto de Pesquisa e Capacitação Física do Exército (IPCFEx) através do fornecimento de parte dos equipamentos da pesquisa. A FAPERJ pela bolsa de iniciação científica.

ENDEREÇO

Adriane Mara de Souza Muniz
Escola de Educação Física do Exército - EsEFEx
Av. João Luiz Alves, s/n.
22291-090 - Rio de Janeiro - RJ - BRASIL
e-mail: adriane_muniz@yahoo.com.br

Recebido para publicação: 16/06/2013

Revisado: 08/05/2014

Aceito: 10/06/2014