

# AS FORÇAS TRANSIENTES DURANTE A MARCHA MILITAR

TRANSIENT FORCES DURING MILITARY MARCHING

LAS FUERZAS CON EFECTO TRANSIENTE DURANTE LA MARCHA MILITAR



ARTIGO ORIGINAL

Thais Pereira Guisande  
(Fisioterapeuta)<sup>1</sup>

Julio Cerca Amadio  
(Educador Físico)<sup>2</sup>

Alberto Carlos Amadio  
(Educador Físico)<sup>2</sup>

Luis Mochizuki (Educador Físico)<sup>3</sup>

1. Escola de Especialistas de Aeronáutica, Força Aérea Brasileira.

2. Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.

3. Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo.

## Correspondência:

Luis Mochizuki

Escola de Artes, Ciências e

Humanidades Universidade de

São Paulo - Rua Arlindo Bétio,

1.000, Ermelino Matarazzo.

03828-000, São Paulo, SP, Brasil.

mochi@usp.br

## RESUMO

**Introdução:** O padrão vertical anormal da força de reação do solo (FRS) apresenta a assimetria ou mais de dois picos como marcha patológica típica. Uma força típica e assimétrica é a força transiente. Será que a marcha militar é uma espécie de marcha patológica? **Objetivo:** Descrever e analisar a força de reação do solo vertical durante a fase de apoio da marcha militar. **Método:** Os participantes foram 20 soldados do Exército Brasileiro que tiveram anteriormente uma lesão nos membros inferiores relacionada com a marcha militar. Duas plataformas de força foram usadas para medir as componentes da FRS (mediolateral, anteroposterior e vertical) durante a marcha. Para cada lado e condição (andar e marcha), cinco amostras para cada pé foram registradas. A análise de variância foi utilizada para comparar os parâmetros da FRS durante o andar e marcha. **Resultado:** O primeiro pico de força foi o mais alto durante a condição de marcha. O pico de força transiente durante a marcha foi maior que o primeiro pico durante o andar. A força mínima foi a maior durante a marcha. **Conclusão:** A análise das forças de reação do solo marcha militar mostra uma força vertical transiente que não está normalmente presente no padrão de marcha normal.

**Palavras-chave:** marcha, biomecânica, análise de variância.

## ABSTRACT

**Introduction:** The abnormal vertical ground reaction force (GRF) pattern presents the asymmetry or the presence of more than two peaks as typical pathological gait. The typical asymmetric force is the transient force. Is the military marching a kind of pathological gait? **Objective:** To describe and analyze the vertical ground reaction forces during the stance phase of the military marching. **Method:** Participants were 20 Brazilian Army soldiers who previously had an injury in the lower limbs related to the military marching. Two strain-gauge force platforms measured the GRF components (mediolateral, anterior posterior; and vertical components) during gait. To each side and condition (gait and marching) five samples for each foot were recorded. One-way analysis of variance (ANOVA) was used to compare the GRF parameters during gait and marching. **Results:** The first force peak was the highest during the marching condition. The first force peak was the highest during marching condition. The peak transient force during marching was higher than the first peak during gait. The minimum force was higher during marching. **Conclusion:** The analysis of ground reaction forces in military marching shows a transient vertical force that is not usually present in normal gait pattern.

**Keywords:** gait, biomechanics, analysis of variance.

## RESUMEN

**Introducción:** El estándar vertical anormal de la fuerza de reacción del suelo (FRS) presenta la asimetría, o más de dos picos, como marcha patológica típica. Una fuerza típica y asimétrica es la fuerza con efecto transiente. ¿Será que la marcha militar es un tipo de marcha patológica? **Objetivo:** Describir y analizar la fuerza vertical de reacción del suelo durante la fase de apoyo de la marcha militar. **Método:** Los participantes fueron 20 soldados del Ejército Brasileño, quienes tuvieron antes una lesión en los miembros inferiores relacionada con la marcha militar. Se usaron dos plataformas de fuerza para medir los componentes de la FRS (mediolateral, anteroposterior y vertical) durante la marcha. Para cada lado y condición (andar y marcha), se registraron cinco muestras para cada pie. El análisis de la variación fue utilizado para comparar los parámetros de la FRS durante el andar y la marcha. **Resultado:** El primer pico de fuerza fue el más alto durante la condición de marcha. El pico de fuerza, con efecto transiente durante la marcha, fue mayor que el primer pico durante el andar. La fuerza mínima fue mayor durante la marcha. **Conclusión:** El análisis de las fuerzas de reacción del suelo, en la marcha militar, muestra una fuerza vertical, con efecto transiente, que normalmente no está presente en el estándar de marcha normal.

**Palabras clave:** marcha, biomecánica, análisis de varianza.

Artigo recebido em 16/03/2012, aprovado em 04/10/2013.

## INTRODUÇÃO

A análise da marcha humana explora como o sistema neuromuscular e as forças externas interagem para a locomoção. A abundância de graus de liberdade mecânica do corpo humano é uma das principais origens da

variabilidade do movimento humano. Consequentemente, qualquer ação motora pode ser realizada de diferentes maneiras, mas, vários fatores, como o envelhecimento, lesões e doenças podem mudar os padrões de locomoção.

A cinética fornece informações importantes sobre o padrão da

marcha humana. Uma forma comum de análise da marcha é baseada na investigação das forças de reação do solo (FRS) durante a caminhada e corrida. Sob diferentes condições experimentais, as componentes da FRS mediolaterais, anteroposterior e vertical são descritas e os seus parâmetros discretos são calculados<sup>1</sup>. Jacobs *et al.*<sup>2</sup> descreveram os padrões geométricos verticais anormais de FRS e consideraram a assimetria ou a presença de mais do que dois picos como marcha patológica típica. Uma força transiente típica foi descrita. Esta força é uma transiente de alta frequência e um evento de curta duração (10 a 20 ms), que ocorre nos primeiros 10% da fase de suporte, durante o impacto do calcanhar<sup>3</sup>. Inicialmente, foi considerada um artefato experimental, mas depois ela foi encontrada em indivíduos com osteoartrite, dor nas costas ou prótese do joelho quando andavam<sup>4-8</sup>. Além disso, também foi observada em indivíduos saudáveis<sup>8</sup>.

Vários estudos<sup>9-15</sup> tentaram para reduzir as lesões relacionadas com as forças transientes nas fases iniciais da formação militar. Os estudos<sup>9-15</sup> sugerem o uso de materiais viscoelásticos nos sapatos para evitar lesões por sobrecarga dos metatarsos, tibia, joelho e fêmur.

A marcha militar é descrita em manuais de cerimônia das forças militares. Há pouca informação sobre sua cinética e como ela está ligada às lesões dos membros inferiores. Existem observações clínicas das lesões apresentadas pelos membros inferiores soldados<sup>15</sup>. Porém, a aptidão física, lesões musculoesqueléticas e outras variáveis relacionadas com a corrida e exercícios militares específicos também devem afetar e causar lesões nos membros inferiores<sup>16</sup>. Será que a marcha militar é uma espécie de marcha patológica?

O objetivo deste estudo é fornecer dados quantitativos sobre as forças de reação do solo vertical durante a fase de apoio da marcha militar.

## MÉTODO

### Participantes

Os participantes ( $18,8 \pm 0,4$  anos,  $74,6 \pm 3,8$  kg) foram 20 soldados do Exército Brasileiro que tiveram antes da coleta uma lesão dos membros inferiores relacionada com a marcha militar. Os critérios de inclusão foram: 1) três meses de experiência na marcha; e 2) ter a história de qualquer lesão muscular ou articular relacionada com a marcha militar. Os critérios de exclusão foram: no momento da coleta, apresentar lesão muscular ou articular que afetasse o padrão de locomoção. Os participantes deram o consentimento informado. Todas as questões éticas foram aplicadas de acordo com o Comitê de Ética local.

### Instrumentos

Duas plataformas de força construídas com células de carga foram usadas para medir as componentes da FRS ( $F_x$ , mediolateral;  $F_y$ , anteroposterior;  $F_z$ , vertical) durante a marcha. Os erros relativos foram de 1,25% ( $F_x$ ), 0,33% ( $F_y$ ) e 0,22% ( $F_z$ ). A frequência de amostragem foi 100 Hz.

### Procedimentos

Cada indivíduo andou e marchou em 1,5 m/s de velocidade média em uma passarela na qual as plataformas de força foram fixas. Para cada pé da pessoa e condição (andar e marchar), cinco amostras para cada pé foram registradas. Um comando de voz alto e claro auxiliou os participantes a marchar na cadência certa (116 passos/minuto).

### Os parâmetros de FRS

Da FRS vertical, foram calculados os seguintes parâmetros: a) primeiro pico de força,  $F_1$ ; b) segundo pico de força,  $F_2$ ; c) pico transiente de força,  $F_t$ ; d) a força mínima,  $F_{min}$ ; e) deflexão, diferença entre a  $F_{min}$  e  $F_1$ ; f) inclinação  $F_t$ ,  $F_t$  dividido pelo intervalo de tempo entre o contato do calcanhar e  $F_t$ ; g) inclinação  $F_1$ ,  $F_1$  dividido pelo intervalo de

tempo entre o contato do calcanhar e  $F_1$ ; h) inclinação  $F_2$ ,  $F_2$  dividido pelo intervalo de tempo entre o contato do calcanhar e  $F_2$ ; i) impulso  $F_t$ , a integral de FRS no intervalo entre o contato do calcanhar até  $F_t$ ; g) impulso  $F_1$ , a integral de FRS no intervalo entre o contato do calcanhar de  $F_1$ ; e h) impulso total, a integral de FRS durante a fase de apoio.

### Processamento de sinais e análise de dados

A componente DC do sinal de força bruta foi removida anteriormente. Então, a série temporal de FRS foi normalizada em relação à duração do tempo de apoio e todas as amostras foram combinadas para calcular as curvas médias do conjunto. A FRS vertical foi normalizada pelo peso corporal (PC). A análise de variância (ANOVA) foi utilizada para comparar os parâmetros da FRS durante a marcha e marcha. Fizemos testes *t* com correção de Bonferroni como teste *post hoc*. O valor *p* foi 5%.

## RESULTADOS

Uma força transiente foi encontrada em todas as amostras de marcha (figura 1). Todos os valores absolutos e relativos e o percentual da fase de apoio são apresentados na tabela 1. O valor médio para  $F_t$  foi  $1,83 \pm 0,82$  PC (peso corporal) em 3,9% da fase de apoio. Os valores médios de  $F_1$ ,  $F_2$  e  $F_{min}$  foram  $1,24 \pm 0,16$ ,  $1,11 \pm 0,19$  e  $0,57 \pm 0,14$  PC, respectivamente. A ANOVA foi executada para comparar o andar e o marchar. Não houve efeito da condição em  $F_1$  ( $F = 17,6$   $p < 0,0001$ ). O primeiro pico de força foi mais elevado na marcha ( $p < 0,05$ ). Não houve efeito da condição em  $F_1$  e  $F_t$  ( $F = 122$   $p < 0,0001$ ). Assim,  $F_t$  durante a marcha foi maior que  $F_1$  durante o andar ( $p < 0,05$ ). Não houve efeito da condição em  $F_{min}$  ( $F = 5$   $p = 0,02$ ). A força mínima foi mais elevada durante a marcha ( $p < 0,05$ ). Não houve efeito da condição em  $F_2$  ( $F = 2$   $p = 0,14$ ).

A tabela 2 mostra os valores médios da força transiente, o primeiro e o segundo picos de força, as inclinações, o impulso para  $F_t$ ,  $F_1$ , e durante todo apoio. Os valores de deflexão foram semelhantes entre marcha e andar. A  $F_1$  ( $p < 0,05$ ) e  $F_2$  ( $p < 0,05$ ), inclinações e impulsos  $F_1$  ( $p < 0,05$ ) foram diferentes entre caminhar e marchar. Todos esses valores médios foram superiores durante a marcha.

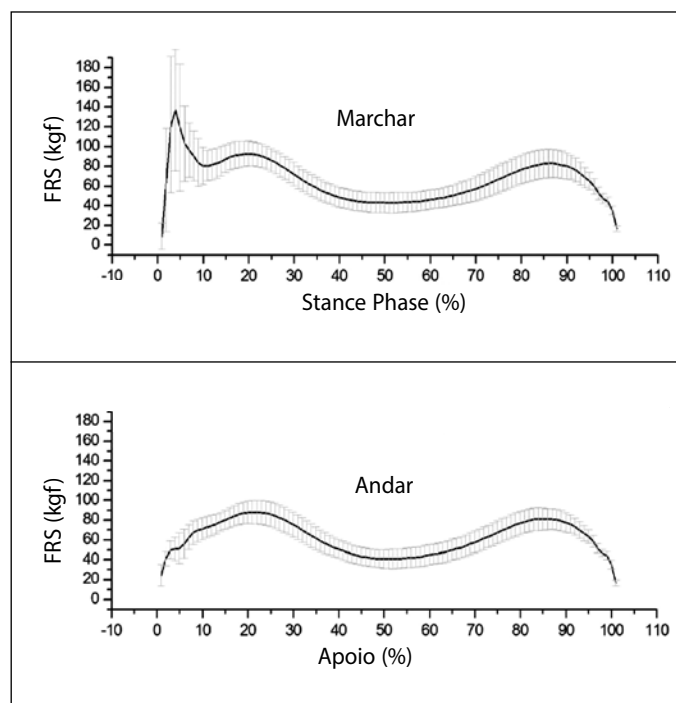


Figura 1. Série temporal dos valores médios e seus respectivos desvios padrão da força de reação do solo (FRS) durante o andar e o marchar.

**Tabela 1.** Valores médios e desvio padrão da força transiente (Ft), primeiro pico de força (F1), segundo pico de força (F2), força mínima (Fmin) e coeficiente de variância (CV) durante o andar e marchar.

Variável	Condição			
	Andar		Marchar	
	Valor absoluto (N)	Valor relativo (PC)	Valor absoluto (N)	Valor relativo (PC)
Ft	–	–	1.367,4 ± 615,0*	1,83 ± 0,82*
F1	878,1 ± 117,7	1,18 ± 0,16	928,8 ± 123,9*	1,24 ± 0,16*
F2	810,3 ± 116,3	1,08 ± 0,15	829,1 ± 142,2	1,11 ± 0,19
Fmin	407,4 ± 94,3	0,55 ± 0,13	429,5 ± 102,8*	0,57 ± 0,14*
CV (%)	16		21	

PC = peso corporal. \*p < 0,05.

**Tabela 2.** Valores médios de deflexão, inclinação e impulso durante o andar e o marchar.

Variável	Condição	
	Andar	Marchar
Deflexão (%)	53,6	53,7
Ft Inclinação (N/% apoio)	–	350,3
F1 Inclinação (N/% apoio)	41,8	46,2
F2 Inclinação (N/% apoio)	8,4	11,5
Ft Impulso (N.% apoio)	–	2.607,1
F1 Impulso (kN.% apoio)	13,8	17,3
Impulso total (kN.% apoio)	6,2	6,7

## DISCUSSÃO

O pico de força transiente da força vertical de reação do solo foi observado em todas as amostras da marcha militar. O valor médio da força transiente é maior do que o primeiro pico de FRS durante o andar ou mesmo durante a marcha. Provavelmente, esta força transiente resulta do padrão de marcha militar, porque o pé atinge o solo de forma breve e forte.

As forças transientes já foram consideradas um artefato devido aos procedimentos de processamento do sinal<sup>17</sup>. Whittle<sup>3</sup> declarou algumas questões importantes sobre as forças transientes. Quando o pé bater no chão, há a troca de energia mecânica entre os mesmos. As propriedades viscoelásticas do calçado e da palmilha fornecem a energia para gerar a força transiente. Assim, quanto mais viscoelástica for a interface, maior a troca dinâmica e quanto maior a força temporária<sup>3</sup>. Essa força depende da troca total de impulso entre o pé e o solo, assim como a sua taxa de tempo. A alteração no momento de força total depende da velocidade do pé e os efeitos de inércia do calcanhar. Além disso, a força transiente é afetada pelo movimento dos pés (propriedades de massa e velocidade) e das propriedades de interface (espessura, elasticidade e viscosidade)<sup>3</sup>.

O padrão de marcha militar afeta a FRS, especialmente a força transiente, no calcanhar. O padrão de marcha militar difere do padrão de marcha normal. Por exemplo, para a marcha militar, a amplitude de movimento é maior durante a fase de oscilação e, no final da fase de oscilação, o pé é mais rápido. Esses dois fatores levam ao forte ataque ao solo, aumentando a FRS.

Mostramos a existência de uma força transiente no início do apoio durante a marcha militar. Este é um evento de curta e de alta frequência que ocorre em 4% da fase de suporte. Nós não encontramos

diferença entre a força transiente e primeiro pico, semelhante a outro estudo<sup>17</sup>; mas foi maior que o primeiro pico durante o andar. Para Jacobs *et al.*<sup>2</sup>, a força transiente foi o dobro do peso corporal. Embora a força transiente não tenha sido tão elevada como Jacobs *et al.*<sup>2</sup>, os seus efeitos a longo prazo podem aumentar os efeitos negativos de sobrecarga devido à maior aceitação do peso. A maior inclinação está relacionada com a rápida transferência de força que quase não é absorvida pela atividade muscular e principalmente absorvida por outros tecidos moles.

A deflexão de frs foi semelhante durante a marcha e o andar. A diminuição do FRS vertical durante o apoio médio está relacionada com a elevação do centro de massa, durante a fase de oscilação da perna contralateral e a flexão do joelho ipsilateral, durante a fase de suporte<sup>1</sup>. Ambos os movimentos ajudam a reduzir a sobrecarga vertical. Neste sentido, os nossos resultados sugerem que a força transiente não afeta a sequência habitual, ou outros parâmetros de FRS comuns observadas durante o andar normal<sup>1</sup>.

A maior variação foi encontrada para a força transiente. Embora a velocidade horizontal foi controlada durante os ensaios, tal variabilidade sugere como é difícil controlar a força transiente.

A etiologia da força transiente ainda não é clara. As propriedades dos tecidos moles são importantes para absorver as forças de impacto durante o impacto do calcanhar. As forças de impacto podem ser reduzidas por mecanismos de absorção de choque no tornozelo, no joelho e nas articulações do quadril. A redução de choque é especialmente relacionada à menor desaceleração do membro inferior antes do contato do calcanhar. Jefferson *et al.*<sup>18</sup> consideraram que a incidência da força transiente está relacionada com a falha na ativação do músculo quadríceps da coxa. A pronação do pé e o controle de aceleração de todo o membro inferior durante a fase de oscilação são mecanismos bem conhecidos de prevenção de lesões<sup>7,18</sup> e ambos dependem do nível de ativação do músculo<sup>19,20</sup>. No entanto, Simon *et al.*<sup>21</sup> consideraram que as partes moles têm pequena contribuição nos mecanismos para a absorção de choques das forças de impacto. No entanto, eles afirmaram que os principais fatores de absorção de choque são velocidade, ângulo de abordagem do membro inferior no solo, tecidos moles e material dos sapatos<sup>18</sup>.

A flexão plantar e a flexão do joelho na fase de apoio agem como os mecanismos de atenuação de choque logo após o toque do calcanhar no início do apoio da locomoção<sup>20</sup>. A flexão plantar ocorre em torno de 80 ms e flexão do joelho em torno de 150 ms após o contato do calcanhar, enquanto o calcanhar ocorre em torno de 20 ms. Se considerarmos os dados sobre a força transiente, esta força é uma fase de rápida duração, cerca de 10 a 20 ms. Estes dois mecanismos podem reduzir a troca dinâmica pela redução da velocidade dos quais o peso do corpo é transferido, mas eles quase não oferecem proteção direta contra o ataque do calcanhar e o próprio impacto<sup>20</sup>. Para correr, Mizrahi *et al.*<sup>22</sup> mostraram o aumento da força transiente com o aparecimento da fadiga muscular, sugerindo um mecanismo de proteção muscular que é degradado com fadiga. Assim, é mais fácil considerar a execução quando temos maiores ângulos de flexão do joelho comparados com o andar.

Whittle<sup>3</sup> sugere que os efeitos negativos da marcha podem causar danos a longo prazo. As ações de proteção podem ser tomadas para a prevenção, como as palmilhas, posicionamento de membros no contato inicial e a palmilha de calcanhar<sup>3,9-15</sup>.

A presença da força transiente na marcha militar sugere que é um tipo de marcha patológica. Estudos futuros devem avaliar a série temporal do EMG; a cinética e a cinemática do membro inferior durante a marcha podem fornecer mais informações sobre os mecanismos da

força transiente durante a marcha militar. Essa informação pode ajudar a desenvolver estratégias para diminuir os efeitos negativos da marcha para evitar lesões devido à sua prática.

## CONCLUSÕES

De acordo com os resultados deste estudo podemos concluir que a análise da força de reação do solo na marcha militar mostra uma força vertical transiente que não está normalmente presente no padrão de

marcha normal; a força transiente durante a marcha foi maior do que o primeiro pico de força durante a caminhada; o primeiro e o segundo picos e a força mínima foram semelhantes no andar e marchar; os resultados sugerem que a força transiente não afeta a sequência, ou outros parâmetros da FRS observados durante o andar normal.

---

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

---

## REFERÊNCIAS

1. Winter DA. Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Waterloo Press; 1991.
2. Jacobs NA, Skorecki J, Charnley J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. *J Biomech* 1972;5:11-34.
3. Whittle MW. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait Posture* 1999;10:264-75.
4. Radin EL, Rose RM, Paul IL. Mechanical factors in the aetiology of osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 1975;33:132-50.
5. Wosk J, Voloshin A. Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *J Biomech* 1981;13:261-7.
6. Wosk J, Voloshin A. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *J Biomech* 1982;15:21-7.
7. Collins JJ, Whittle MW. Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clin Biomech* 1999;3:179-87.
8. Verdini F, Marcucci M, Benedetti MG, Leo T. Identification and characterization of heel strike transient. *Gait Posture* 2006;24:77-84.
9. Stacy RJ, Hungerford RL. A method to reduce work-related injuries during basic training in the New Zealand army. *Military Med* 1984;149:318-20.
10. Milgrom C, Finestone A, Shlamkovitch N, Wosk J, Laor A, Voloshin A, et al. Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation: a randomized prospective study. *Clinical Orthop* 1992;281:189-92.
11. Smith W, Walter J, Bailey M. Effects of insoles in coast guard basic training footwear. *J Am Podiatr Med Assoc* 1985;75:644-7.
12. Gardner LI Jr, Dziados JE, Jones BH, Brundage JF, Harris JM, Sullivan R, et al. Prevention of lower extremity stress fractures: a controlled trial of a shock absorbent insole. *Am J Public Health* 1988;78:1563-7.
13. Schwellnus MP, Jordaan G, Noakes TD. Prevention of common overuse injuries by the use of shock absorbing insoles: a prospective study. *Am J Sports Med* 1990;18:636-41.
14. Milgrom C, Giladi M, Kashtan H, Simkin A, Chisin R, Margulies J, 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* 1985;6:101-4.
15. Geiringer SR. Rehabilitation of stress fractures. *Physical Medicine Rehabilitation: State Art Rev* 1995;9:93-101.
16. 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 Exer* 1993;25:197-203.
17. Schneider E, Chao EY. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with a knee joint disease. *J Biomech* 1983;16:591-601.
18. Jefferson RJ, Collins JJ, Whittle MW, Radin EL, O'Connor JJ. The role of the quadriceps in controlling impulsive forces around heel strike. *J Eng Med* 1990;203:21-8.
19. Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins; 1981.
20. Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, New Jersey: Slack Inc; 1992.
21. Simon SR, Paul IL, Mansour J, Munro M, Abernethy PJ, Radin EL. Peak dynamic force in human gait. *J Biomech* 1981;14:817-22.
22. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E, Dailly D. The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *Basic App Myology* 1997;7:111-8.