

Artigo original

Comportamento das forças de reação do solo na marcha em condições de instabilidade patelofemoral

Behavior of the ground reaction forces in the gait in conditions of patellofemoral instability

Fernanda Ishida Corrêa*, João Carlos Ferrari Corrêa D.Sc.***, José Luís Martinelli**, Marco Antônio Araújo**, Eduardo Filoni**, José Augusto Peres**

.....

*Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP, Centro Universitário Nove de Julho - UNINOVE ,

**Centro Universitário Nove de Julho – UNINOVE

Resumo

Qualquer condição que perturbe o controle motor adequado, maturação do sistema nervoso central, adequada amplitude de movimento, força muscular preservada, estrutura e composição óssea apropriadas, além de propriocepção intacta, poderá provocar uma marcha dita patológica, podendo trazer uma deficiência primária para a marcha ou criar mecanismos compensatórios secundários para que esta mantenha uma função útil. A instabilidade patelofemoral é uma condição patológica, a qual implica em perda da funcionalidade da marcha. O presente estudo teve como objetivo analisar a existência de um padrão comum das variáveis da força reação do solo, durante a realização da marcha em aplane e declive, em 10 voluntários saudáveis (grupo controle). Como tal questão foi afirmativamente respondida, buscamos verificar a possibilidade de identificação de alterações dessas variáveis também durante a marcha em 10 voluntários com instabilidade patelofemoral (grupo patológico). Os dados da força de reação do solo foram coletados utilizando-se o Sistema *Gaitway Instrumented – Kistler*, que consiste de uma esteira rolante (*Trotter Treadmill*) com duas plataformas de força. Foram estudados os valores do primeiro e segundo pico de força vertical máxima (Fy1 e Fy2), força vertical mínima (Fymin), além da taxa de aceitação do peso. O padrão dessas variáveis durante a marcha em voluntários saudáveis e com instabilidade patelofemoral não demonstrou diferença estatisticamente significativa, por meio do teste T de Student a 5% de probabilidade dos resultados obtidos. Portanto, ao considerar os resultados obtidos nesse estudo, pode-se concluir que tais variáveis não são viáveis para sua utilização no diagnóstico precoce da instabilidade patelofemoral.

Palavras-chave: força reação do solo, instabilidade patelofemoral, marcha, esteira rolante.

Abstract

Any condition that disturb the adequate motor control, central nervous system maturation, adequate range of movement, preserved muscular strength, appropriate bone structure and composition, besides intact proprioception, can result in a pathological gait, leading to primary damage in gait or creating secondary compensatory mechanisms to keep an utile function. The patellofemoral instability is a pathological condition which leads to a gait functionality loss. The present study had as objective to analyze the existence of a common pattern of the ground reaction forces variables, during gait in acclivity and declivity, in 10 healthy volunteers (control group). As such question was affirmatively responded, we aimed in verifying the possibility of identification of these variables also during gait in 10 volunteers with patellofemoral instability (pathologic group). The ground reaction forces data were collected using the *Gaitway Instrumented – Kistler* system, which consists in a treadmill (*Trotter*) with two force platforms. Were studied the values of the first and second maximal vertical force peak (Fy1 e Fy2), minimal vertical force (Fymin), and the weight acceptance rate. These variable's pattern during gait in healthy volunteers and with patellofemoral instability have not shown statistically significant differences, by the Student test in a probability of 5% of the obtained results. So, considering the obtained results, we can conclude that such variables are not useful in early diagnostic of patellofemoral instability.

Key-words: ground reaction force, patellofemoral instability, gait, treadmill.

.....

Recebido 29 de junho de 2005; aceito em 15 de fevereiro de 2006.

Endereço para correspondência: Prof. Dr. João Carlos Ferrari Corrêa, Rua Professor Francisco Galvão Freire, 163 Urbanova II 12244-479 São José dos Campos SP, Tel: (12) 3949-2516, E-mail: jcorrea@uninove.br

Introdução

A análise da marcha humana é um dos recursos utilizados em fisioterapia para se encontrar tanto alterações ortopédicas quanto neurológicas. Para uma compreensão completa dessas alterações, faz-se necessário o estudo por completo e profundo da chamada marcha normal, que constitui a base de comparação entre o comportamento normal e patológico.

As plataformas de força medem as forças reação do solo que fornecem um sinal elétrico proporcional à força aplicada. Estas forças são divididas nas suas componentes ortogonais, e seus gráficos gerados em função do tempo. Para comparação com padrões, as forças reação do solo são normalizadas e registradas como porcentagem do peso corpóreo [1].

Katoulis *et al.* [2] descreveram que a marcha normal é resultante da correlação harmônica entre a ação coordenada das funções nervosas, musculares e esqueléticas. Os pré-requisitos para a integridade dessa harmonia são um controle motor adequado, maturação do sistema nervoso central, adequada amplitude de movimento, força muscular preservada, estrutura e composição óssea apropriadas, além de propriocepção intacta [3].

Quaisquer condições que perturbem esses pré-requisitos poderão resultar em uma marcha dita patológica, podendo trazer um prejuízo primário na marcha ou criar mecanismos compensatórios secundários para que esta mantenha uma função útil [4]. A instabilidade patelofemoral é uma condição patológica na qual o restabelecimento da marcha significa maior funcionalidade para o paciente [5]. Surge, então, a necessidade do estudo do comportamento biomecânico da marcha de tais indivíduos, o qual pode otimizar o processo de diagnóstico e posteriormente a própria reabilitação.

Especificamente, este trabalho pretendeu estudar o comportamento das variáveis biomecânicas, através da análise da variação da força reação do solo do membro inferior dominante, inter-sujeitos, durante o ciclo completo da marcha, dos voluntários saudáveis para comparação com voluntários portadores de instabilidade patelofemoral durante 10 ciclos completos das marchas realizadas em aclive e declive, as quais, segundo Insall [5], tendem a desencadear os sinais de instabilidade da patela, em virtude da maior requisição do aparelho extensor associada à falta de estabilização estática, principalmente dos côndilos femorais.

Assim, a questão é responder primeiramente qual o comportamento das forças reação do solo, frente à atividade funcional da marcha em aclive e declive, atividade esta que tende a desencadear sinais e sintomas inerentes à instabilidade patelofemoral em indivíduos portadores desta doença. Uma vez essa questão respondida, deve-se, na existência de um comportamento comum para indivíduos saudáveis, verificar se o mesmo apresenta alterações na presença de indivíduos com instabilidade patelofemoral, podendo esta ser identificada precocemente (diagnóstico) com as variáveis aqui estudadas.

Respondendo a estas questões, a reabilitação fisioterapêutica terá ganhado uma importante contribuição, visto que a base teórica para as disfunções articulares é que determina a terapêutica, tornando-a mais eficaz, ainda mais quando o diagnóstico precoce é realizado.

Material e métodos

Participaram deste trabalho, realizado no Laboratório de Biodinâmica do Centro Universitário Nove de Julho - UNINOVE, 10 voluntários saudáveis, sendo 5 homens e 5 mulheres, com idade média de 20,9 ($\pm 2,07$) anos; e 10 voluntários com diagnóstico prévio de instabilidade patelofemoral bilateralmente, média de idade de 21,7 ($\pm 3,4$) anos.

Os voluntários realizaram duas atividades funcionais: marcha em aclive de +3° e declive de -3° (inclinações estas suficientes para desencadear comportamentos identificadores da instabilidade patelofemoral conforme estudo piloto realizado anteriormente), durante as quais foram obtidos dados da força reação do solo, do membro dominante. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (segundo a resolução CNS 196/96, do Conselho Nacional de Saúde, de 10/10/96). Os voluntários foram informados da possibilidade de se retirarem da pesquisa em qualquer fase da mesma, sem penalização alguma, antes mesmo de lerem e assinarem o termo de consentimento para participação da pesquisa clínica.

Ao chegarem no local do exame, os voluntários considerados saudáveis eram submetidos a um questionário [6], o qual constou de identificação e informações que traduzissem o estado funcional da articulação do joelho de todos os voluntários, com o objetivo de selecionar somente os voluntários que apresentassem a articulação do joelho sem comprometimentos fisiológico e patológico. Também foram submetidos ao teste de flexibilidade, os músculos do quadríceps femoral, estando todos os voluntários dentro dos parâmetros aceitáveis [7].

Já os voluntários tidos como patológicos não seguiam o protocolo descrito acima, visto que estes já possuíam um diagnóstico prévio de instabilidade patelofemoral, uma vez que foram encaminhados, após avaliação, por um médico ortopedista ao Laboratório para que participassem do trabalho. Portanto, foi realizado apenas um exame na articulação do joelho simplesmente como forma de confirmação do diagnóstico, excluindo principalmente outro tipo de patologia não desejada, como por exemplo, a condromalácia [6].

Ao finalizar a fase informativa (aplicação do questionário e termo de consentimento), foi dada ao voluntário uma orientação, sobre as atividades funcionais a serem executadas durante a coleta dos dados, bem como da finalidade do trabalho.

Foi permitido aos voluntários andar livremente durante 3 minutos pela esteira rolante instrumentada com duas plataformas de força, para que se acostumassem com todos os aparatos necessários para o experimento, onde a velocidade

da marcha foi regulada igualmente a fim de estabelecer uma cadência normal para todos os voluntários estudados, como discutido no trabalho de White *et al.* [8], que compararam o coeficiente de variação (CV) da força reação do solo vertical de 6 passadas consecutivas nos 30 primeiros segundos e depois a cada 3 minutos por 21 minutos, reportando um CV mais baixo a 3 minutos, recomendando não coletar antes dos 2 minutos iniciais de habituação.

Os dados da força de reação do solo foram coletados utilizando-se o Sistema *Gaitway Instrumented – Kistler*, que consiste de uma esteira rolante (*Trotter Treadmill*) com duas plataformas de força. Estas plataformas de força são baseadas em quatro transdutores piezoelétricos, dispostos a uma distância de 350 mm do eixo transversal e 210 mm do eixo longitudinal da plataforma. Cada transdutor possui um cristal piezoelétrico sensível à pressão exercida na direção vertical. Foi utilizado um conversor A/D de 12 bits de resolução e o sinal da força de reação do solo foi amostrado em uma frequência de 1000 Hz, e filtrado com filtro Butterworth de 4ª ordem digital com frequência de corte de 5 Hz.

A plataforma não permite apenas a análise das forças verticais de reação do solo, como também a extração do tempo de contato do pé com o solo, do tempo de transição, ritmo e categoria das passadas, parâmetros do tempo de apoio, comprimento de passos e medida do peso corpóreo, além da análise matemática dos dados.

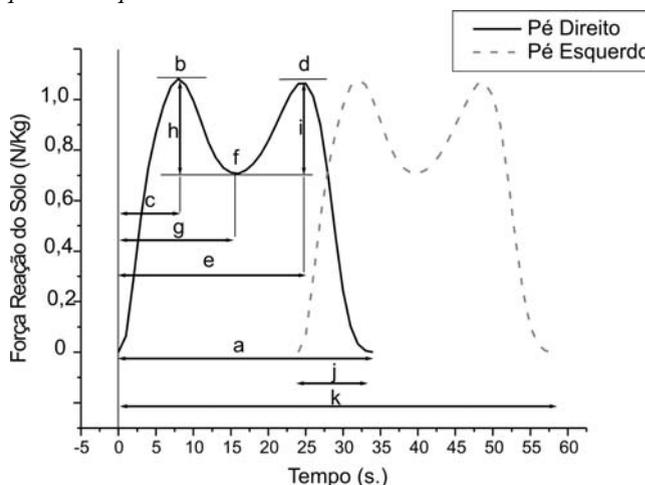
Para a adaptação à esteira, o voluntário caminhou sobre ela livremente em uma velocidade determinada subjetivamente pelo próprio voluntário. A amostragem da força reação do solo foi coletada durante as 10 passadas do voluntário durante o funcionamento contínuo da esteira.

Análise dos dados

Para a análise dos dados foram selecionados, para cada série temporal da força reação do solo: a) os valores do primeiro pico de força vertical máxima (momento de contato do calcanhar no solo - $Fy1$); b) segundo pico de força vertical máxima (retirada do pé - $Fy2$); c) força vertical mínima ($Fymin$); d) diferença entre a força vertical máxima ($Fy1$) e a força vertical mínima ($Fymin$); e) valor da inclinação da curva de força até o seu primeiro pico superior, denominado taxa de aceitação do peso (valor máximo da força vertical passiva dividido pelo tempo decorrido até esse valor ser alcançado) (figura 1).

Os dados relacionados a $Fy1$, $Fy2$, e $Fymin$ foram normalizados pelo peso corporal do voluntário, e expressos pela unidade N/kg. Os valores médios da força reação do solo foram submetidos ao teste T de Student (duas populações independentes). O tratamento estatístico foi realizado nos programas *Excel (Microsoft)* e *Matlab v. 6.0 (Mathworks)*, e o tratamento matemático foi realizado nos programas *Matlab v. 6.0 (Mathworks)* e *Origin v. 6.0 Professional (Microcal Software)*.

Figura 1 - Representação da força reação do solo (vertical), onde é descrito o movimento evidenciando algumas características: a) Δt ; b) $Fy1$; c) $\Delta t Fy1$; d) $Fy2$; e) $\Delta t Fy2$; f) $Fymin$; g) $\Delta t Fymin$; h) taxa de aceitação do peso; i) impulso; j) período de duplo apoio; k) período da passada.



Resultados

Através da força reação do solo foram obtidos valores referentes à força vertical do membro dominante durante o ciclo completo da passada, como forma de padronizarmos a coleta dos dados, visto as duas articulações patelofemorais dos voluntários serem afetadas pela doença.

As tabelas I e II representam os valores médios e desvios-padrão analisados do padrão inter-sujeitos, do grupo saudável e do grupo patológico, durante a marcha em aclave de +3° e declive de -3°, respectivamente.

Tabela I - Valores médios com respectivo desvios padrão e valor de p (teste T de Student) à 5% de probabilidade das 10 passadas de cada um dos 10 voluntários, totalizando 100 dados mensurados para cada variável analisada da força reação do solo (vertical), do grupo saudável e do grupo patológico, durante a marcha em aclave.

Variáveis	Grupo saudável	Grupo patológico	Valor - p
Pico da força vertical máxima ($Fy1 \times PC^*$)	1,06 ± 0,01	1,11 ± 0,03	0,05 **
Pico da força vertical máxima ($Fy2 \times PC^*$)	1,02 ± 0,02	1,12 ± 0,02	0,06 **
Força vertical mínima ($Fymin \times PC^*$)	0,85 ± 0,01	0,96 ± 0,05	0,05 **
Diferença entre a $Fy1$ e a $Fymin$	1,24 ± 0,11	1,15 ± 1,16	0,05 **
Taxa de aceitação do peso	9,19 ± 0,25	7,38 ± 0,39	0,65 **

* onde PC significa Peso Corporal

** não significante

A comparação dos valores médios, para cada variável estudada entre os dois grupos analisados neste estudo para a marcha realizada em aclave, foi feita através do teste T de Student, segundo o qual temos que $p > 0,05$, então aceitamos a hipótese de nulidade, ou seja, a média das variáveis entre os grupos saudável e patológico, quando da marcha realizada em aclave, não mostrou diferença estatisticamente significativa.

Já para a marcha realizada em declive, as variáveis estudadas podem ser visualizadas na tabela II.

Tabela II - Valores médios com respectivo desvios padrão e valor de p (teste T de Student) à 5% de probabilidade das 10 passadas de cada um dos 10 voluntários, totalizando 100 dados mensurados para cada variável analisada da força reação do solo (vertical), do grupo saudável e do grupo patológico, durante a marcha em declive.

Variáveis	Grupo saudável	Grupo patológico	Valor - p
(Fy1 x PC*) Pico da Força vertical máxima	1,19 ± 0,04	1,21 ± 0,03	0,06 **
(Fy2 x PC*) Força vertical mínima (Fymin x PC*)	1,13 ± 0,02	1,17 ± 0,03	0,05 **
Diferença entre a Fy1 e a Fymin	0,75 ± 0,02	0,87 ± 0,04	0,07 **
Taxa de aceitação do peso	1,58 ± 0,16	1,39 ± 0,24	0,06 **
	7,84 ± 0,64	7,42 ± 0,52	0,06 **

* onde PC significa Peso Corporal

** não significante

Observando a tabela II, temos que $p > 0,05$, então também aceitamos a hipótese de nulidade para essas variáveis quando da marcha realizada em declive, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos saudável e patológico.

Portanto, todas as variáveis dinâmicas estudadas não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos estudados durante as duas marchas eleitas neste estudo.

Discussão

Muitos autores, entre eles Dingwell *et al.* [9] e Wank, Frick, Schmidtbleicher [10], destacam algumas vantagens da utilização da esteira rolante com a finalidade de análise da marcha, fins clínicos e de reabilitação, entre elas: o maior controle de fatores ambientais envolvidos na coleta dos dados, tal como a velocidade, facilidade de acoplamento e manuseio do equipamento de coleta dos dados ao voluntário, além de permitir o registro de sucessivos ciclos da marcha sem a necessidade de realizar várias tentativas para se obter um número representativo de ciclos.

Já Wank, Frick, Schmidtbleicher [10] destacam que as diferenças mecânicas entre piso fixo e esteira rolante podem ser devidas à diferença de informação visual, auditiva e vestibular que o voluntário recebe sobre esta. Estas informações

são de fundamental importância para a manutenção do equilíbrio e estabilidade durante a marcha e, conseqüentemente, podem causar uma alteração na regulação do padrão do movimento, resultando em diferenças cinemáticas entre esses dois ambientes.

White *et al.* [8] adotaram um critério para estabelecer quando o voluntário estaria habituado à nova condição e, a partir desse critério, estabeleceu-se o tempo necessário para adaptação à esteira rolante antes de iniciar a aquisição dos dados. Os autores estudaram o CV das curvas de força reação do solo vertical de 6 passadas consecutivas nos 30 primeiros segundos e depois a cada 3 minutos por 21 minutos. Observaram que os maiores valores correspondentes aos CVs foram os dos primeiros 30 segundos de coleta e dos 9 minutos; e os menores foram obtidos aos 3 minutos. Dessa forma, adotaram 3 minutos como tempo de prática prescrita antes da aquisição dos dados e recomendam não coletar antes dos 2 minutos iniciais de habituação.

Conforme o trabalho descrito acima, os voluntários do grupo saudável e do grupo patológico, antes mesmo de serem coletados os dados deste estudo, andaram por 3 minutos sobre a esteira para que houvesse um período de habituação significativo e que posteriormente não interferisse no padrão da marcha coletada para análise.

Após esse período de habituação, a cadência para a marcha eleita para cada voluntário independentemente deu-se através da avaliação subjetiva do próprio voluntário, quando este referia estar adaptado à velocidade, a qual estaria muito próxima de sua cadência normal de marcha. Mesmo que a metodologia aplicada para a escolha da cadência da marcha visasse favorecer a ocorrência de diferenças entre os voluntários, isto na prática não ocorreu, sendo que todos os voluntários adotaram uma velocidade para a marcha muito próxima a 1 m/s, sem ocorrer diferenças significativas.

A forma das curvas produzidas pela força reação do solo encontradas em nosso estudo é típica daquelas reportadas na literatura [11]. A força vertical tem características de curva com dois picos. A primeira, chamada de força passiva, é relacionada com a aceitação do peso (*weight acceptance*), quando a velocidade descendente do corpo está sendo freada (ou seja, aceleração descendente do centro de massa do corpo). A segunda curva, dita força ativa, é devida ao impulso (*push-off*) e demonstra que o centro de massa está sendo acelerado ascendentemente, aumentando a velocidade ascendente.

Na análise dos resultados para a marcha do grupo saudável e do grupo patológico, durante a marcha em aclave, encontrou-se valor muito próximo entre os dois grupos, mas sem que houvesse diferenças estatisticamente significativas. Apesar do referido, cabe ressaltar que a força mínima aumentou no grupo com instabilidade patelofemoral. Deflexões significativamente menores, nos voluntários com instabilidade patelofemoral, podem indicar uma ineficiência do aparelho locomotor em reduzir cargas durante o médio apoio ao longo do ciclo completo da marcha [12].

Outra variável que também sofreu alteração, independente-

mente da diferença estatística encontrada não referir significância, foi a taxa de aceitação do peso, que diminuiu, em virtude talvez da menor amplitude do pico de força máxima ativa ou mesmo do maior tempo necessário para alcançar este mesmo pico, valores que determinam o coeficiente desta variável.

Desta forma, pode-se acreditar que os voluntários tidos como patológicos busquem uma forma de aumentar a estabilidade, compensando a instabilidade articular e a displasia muscular, mas nada que refira existir uma quebra no padrão de controle motor observado inicialmente no grupo saudável (controle), para as variáveis da força reação do solo analisadas.

Segundo Nordin e Frankel [13], para que um indivíduo possa ter uma marcha normal, faz-se necessária uma combinação de fatores mecânicos (incluindo estruturais), neurológicos, cognitivos e perceptuais. Os pré-requisitos para a integridade desses fatores são um controle motor adequado, maturação do sistema nervoso central, adequada amplitude de movimento, força muscular preservada, estrutura e composição óssea apropriadas, além de propriocepção intacta.

O ciclo da marcha é uma seqüência perfeitamente orquestrada de eventos elétricos e mecânicos que culminam na propulsão coordenada do corpo através do espaço. O ciclo da marcha deveria ser visto como um esforço coordenado entre o sistema nervoso, o sistema muscular e o sistema esquelético. Nesse sentido, as ações musculares são muito mais complexas, de maneira que a noção de que os músculos simplesmente se contraem e causam rotações nas articulações é incorreta e simplificada [14].

Para todas as variáveis biomecânicas analisadas por nós neste estudo, não encontramos nada que indicasse um padrão biomecânico instável nos voluntários portadores de instabilidade patelofemoral durante a marcha realizada em aplace e declive.

Dingwell *et al.* [9] relataram que a variabilidade é indicativa da instabilidade do padrão de controle motor, e esta pode ser uma provável hipótese para a diferença encontrada neste estudo não ser estatisticamente significativa.

Dingwell *et al.* [15] e White *et al.* [8] discutiram que um ambiente restritivo, tal como a marcha em esteira rolante, poderia produzir um padrão locomotor extremamente reprodutivo e com baixa variabilidade em sua execução.

Este fato talvez possa se aplicar em nosso estudo, mas como não realizamos a análise destas variáveis em piso fixo, devido à falta de equipamentos disponíveis para tal estudo, não teremos como responder a esta questão.

Conclusão

Da análise das variáveis biomecânicas experimentalmente investigadas neste estudo, quando da marcha realizada em aplace e declive em uma esteira rolante, podemos concluir que a metodologia empregada neste estudo permitiu uma análise confiável dos resultados, possibilitando uma análise simultânea e sincronizada dos parâmetros observados. Portanto, as variáveis analisadas da força reação do solo mantêm

padrões de variação sem diferenças significativas, para o grupo saudável, tanto para a marcha realizada em aplace, quanto para a marcha realizada em declive, o que permite a utilização de tais variáveis como indicadores para uma alteração do aparelho locomotor (diagnóstico).

Porém, com as variáveis obtidas nesse estudo, observou-se não haver diferenças de um padrão da força reação do solo que demonstrassem qualquer quebra da estabilidade biomecânica nos voluntários com instabilidade patelofemoral, em comparação ao grupo com voluntários saudáveis, não sendo viável o diagnóstico precoce da instabilidade patelofemoral através das variáveis analisadas neste estudo.

Referências

1. Delisa JA, Gans BM. Rehabilitation medicine: principles and practice. Filadélfia: J.B. Lippincott; 1993. p.1238.
2. Katoulis EC, Ebdon-Parry M, Lanshammar H, Vileikyte L, Kulkarni J, Boulton AJM. Gait abnormalities in diabetic neuropathy. Diabetes Care 1997;20(12):1904-7.
3. Thomeé R, Augustsson J, Karlsson J. Patellofemoral pain syndrome. Sports Med 1999;28(4):245-62.
4. Corrêa JCF, Corrêa FI, Nogueira GV, Ferraz MCD, Negrão Filho RF, Bérzin F. Estudo do sinal eletromiográfico dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral no domínio temporal durante a marcha humana. Rev Bras Fisioter 2002;6(1):37-40.
5. Insall JN. Surgery of the knee. New York: Churchill Livingstone; 1982.
6. Corrêa JCF, Negrão Filho RF, Dócusse Filho AJ, Quialheiro JJA. Tratamento da instabilidade fêmoro-patelar por meio da estimulação elétrica neuromuscular associada a cinesioterapia. Rev Bras Fisioter 1996;1(1)37-43.
7. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. Músculos provas e funções. 4a ed. São Paulo: Manole; 1995.
8. White SC, Yack HJ, Tucker CA, Lin HY. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. Med Sci Sports Exerc 1998;30(10):1537-42.
9. Dingwell JB, Cusumano JP, Sternad D, Cavanagh PR. Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improve local dynamic stability of continuous overground walking. J Biomech 2000;33:1269-77.
10. Wank V, Frick U, Schmidtbleicher D. Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. Int J Sports Med 1998;19:455-61.
11. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Waterloo: University of Waterloo; 1991.
12. Sakai N, Luo ZP, Rand JA, An KN. The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: an in vitro biomechanical study. Clin Biomech 2000;15(5):335-9.
13. Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Philadelphia: Lea & Febiger; 1989. p. 323.
14. Lieber RL. Skeletal muscle structure and function. Baltimore: Williams & Wilkins; 1992.
15. Dingwell JB, Ulbrecht JS, Boch J, Becker MB, O'Gorman JT, Cavanagh PR. Neuropathic gait shows only trends towards increased variability of sagittal plane kinematics during treadmill locomotion. Gait Posture 1999;10:21-9.