

Revisão

Distribuição da pressão plantar: definição, caracterização e aplicações no estudo do movimento humano

Plantar pressure distribution: definition, characterization and applications in human movement studies

Nadiesca Taisa Filippin*, Isabel de Camargo Neves Sacco**, Paula Hentschel Lobo da Costa***

.....
Mestranda do Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, UFSCar, **Professora Adjunta do Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, USP, *Professora Adjunta do Departamento de Educação Física e Motricidade Humana da Universidade Federal de São Carlos, UFSCar*

Resumo

Este ensaio discute aspectos históricos, procedimentos de mensuração, sistemas de avaliação e aplicações do estudo das pressões plantares na análise do movimento humano. A mensuração dinâmica das pressões plantares é importante, pois pode revelar a intensidade de estresses normais sobre a planta dos pés em condição de movimento, como a marcha, permitindo prevenção e intervenção sob condições patológicas relacionadas, a fim de recuperar a função biomecânica dos pés. Inicialmente, é apresentada a importância dessas mensurações para o conhecimento da estrutura e função do pé, em seguida, é exibido um histórico das técnicas e uma comparação entre diferentes sistemas comerciais de medição. Por fim, descreve-se a aplicação clínica destas medidas em duas populações, exemplarmente, obesos e diabéticos, incluindo algumas recomendações para futuros estudos.

Palavras-chave: marcha, pressão plantar, biomecânica.

Abstract

This review discusses historical aspects, measurement and assessment proceedings, as well as selected applications of the study of plantar pressure distribution in the analysis of human movement. The dynamic measurement of plantar pressure distribution is an important tool for understanding the normal foot loading pattern during locomotion activities, allowing the development of preventive and treatment approaches in order to off-load the foot and to recover its biomechanical function. Initially, the focus on the importance of the pressure distribution knowledge for the understanding of foot structure and function is addressed; next, a historical perspective of the methods and a qualitative analysis of the different commercial systems are presented. Finally, clinical applications are presented in obesity and diabetes treatment, including some recommendations for future studies.

Key-words: gait, plantar pressure, biomechanics.

Recebido 13 de dezembro de 2006; aceito em 13 de março de 2008.

Endereço para correspondência: Paula Hentschel Lobo da Costa, Depto. de Educação Física e Motricidade Humana, Universidade Federal de São Carlos, Rod. Washington Luís, km 235, 13565-905 São Carlos SP; Tel: (16) 3351-8765, E-mail: paulahlc@power.ufscar.br

Introdução

O pé humano é uma complexa estrutura que desempenha um papel extremamente importante na função biomecânica dos membros inferiores. Apresenta peculiaridades anatômicas e biomecânicas que permitem a combinação de estabilidade e flexibilidade para desempenhar funções de sustentação, absorção de choques e propulsão [1]. Suas funções primárias, segundo Gross *et al.* [2], são de prover uma plataforma de suporte estável para atenuar a carga de impacto da extremidade durante a locomoção e para auxiliar na propulsão eficiente do corpo, pois, durante a marcha, na fase de retirada dos dedos, o pé se transforma em uma alavanca que impulsiona o corpo para frente [3]. Existem múltiplas articulações móveis e semi-rígidas que asseguram a conformidade do pé aos vários tipos de superfície [2], além disso, sua forma arqueada lhe proporciona estabilidade e flexibilidade para que se adapte aos diferentes terrenos e irregularidades de calçados e superfícies de contato [4].

Uma das subáreas da biomecânica, a dinamometria, preocupa-se em entender como ocorre a interação entre o corpo e o meio ambiente. Nessa subárea de estudo, a distribuição da força em áreas específicas de superfícies de contato, tais como a superfície plantar, tem sido muito estudada por meio de instrumentos dedicados e adaptados à anatomia do pé humano [5]. Isso se torna importante, uma vez que diferentes estruturas anatômicas e os tecidos do pé têm uma limitada capacidade de sobrecarga antes de serem lesados e o interesse em investigar tais limites é fundamental em determinadas patologias do aparelho locomotor [6].

A análise da distribuição das pressões plantares pode revelar a capacidade de sobrecarga estática e dinâmica de estruturas ou áreas anatômicas específicas do pé, além de considerações sobre a sua função e o controle postural. O interesse na investigação da distribuição de pressão plantar não é novo. Há mais de um século já vêm sendo realizados experimentos para medir esta variável dentro da complexa análise biomecânica do movimento. Procedimentos de medição foram desenvolvidos e têm sido aperfeiçoados. Atualmente existem sistemas comerciais de pedobarografia dinâmica baseados em diferentes princípios de medição. Portanto, este artigo busca discutir aspectos históricos, procedimentos de mensuração, sistemas de avaliação e aplicações do estudo dinâmico de pressões plantares na análise do movimento humano.

Técnicas de medição

As pressões podem ser medidas durante a postura estática ou em comportamentos dinâmicos como a marcha, a corrida e os saltos, fornecendo dados biomecânicos para a compreensão das causas, tratamento e prevenção de lesões plantares. Através desse sistema é possível obter informações sobre o resultado de um tratamento de correção de deformidades, identificar precocemente as áreas de contato

excessivo e anormal e monitorar a eficácia da modificação de calçados, do uso de palmilhas e de procedimentos operatórios [1].

Os primeiros estudos sobre o contato dos pés com o solo em condições dinâmicas foram realizados por Marey, em 1873, e Carlet, em 1872 [7]. Estes autores utilizaram calçados especialmente fabricados com câmaras de ar na região plantar para registrar o contato dos pés com o solo durante a marcha. Beeley [8] obteve marcas de pés produzidas pelo caminhar de indivíduos sobre um tapete preenchido por uma solução pastosa de gesso e observou qualitativamente pelas impressões criadas pelos passos, a força por região produzida durante os passos ao contato com o solo.

O dispositivo de impressões que ficou mais conhecido na literatura recebeu o nome de seu criador, Harris Mat. Em 1947, Harris & Beath utilizaram um aparelho semelhante para estudar problemas nos pés e as mudanças na pressão plantar relacionadas em um grupo de soldados canadenses [9]. Este aparelho era o pedígrafo, utilizado clinicamente até hoje e que consistia de um tapete de borracha de muitas camadas com tinta, colocado sob uma folha de papel absorvente. Quando a pressão era aplicada ao tapete, a tinta registrava no papel impressões mais ou menos intensas, conforme a pressão aplicada. Distribuições de pressões instantâneas foram registradas pela primeira vez por Elftman (1934), que criou um instrumento que ficou conhecido como barógrafo, que consistia em um tapete de borracha, liso por cima (onde os indivíduos caminhavam) e granuloso com projeções piramidais por baixo, ficando sobre uma placa de vidro [3].

Cavanagh & Michiyoshi [10] desenvolveram estudos importantes para o desenvolvimento de sistemas de medição da pressão plantar utilizando transdutores piezoelétricos. Hennig *et al.* [11] criaram o primeiro dispositivo matricial piezoelétrico para medir o stress vertical de contato gerado na superfície plantar do pé e de uma palmilha durante o andar e o correr, através do qual obtiveram gráficos tri-dimensionais da distribuição de pressão em função do tempo durante a marcha, quedas e aterrissagens de saltos.

Recentemente, a disponibilidade de transdutores de força baratos e modernos sistemas de aquisição têm feito possível a construção de vários sistemas de mensuração da distribuição de pressão, que registram graficamente as variáveis [3]. Os equipamentos comercialmente disponíveis podem ser divididos em três categorias, plataformas para medidas entre o pé descalço e o solo, sensores discretos e sistemas matriciais (palmilhas, meias) ajustáveis à morfologia do pé humano. A avaliação dinâmica através de palmilhas permite a mensuração das pressões plantares em diferentes áreas de maneira a fazer referência a áreas anatômicas específicas pré-determinadas, o que não é possível em sistemas dinamométrico como as plataformas de força.

Os dispositivos capazes de detectar as pressões plantares constituem uma maneira de se obter dados objetivos de parâmetros funcionais do pé, já que na prática clínica as

avaliações são na sua maioria realizadas por meio de inspeção visual ou radiológica [1]. Esses parâmetros quantitativos têm importantes vantagens clínicas, já que permitem diagnóstico, decisão terapêutica e controle da terapia. Na prática clínica têm-se usado técnicas diretas ou indiretas para avaliação da descarga de peso e distribuição de pressão estática e dinâmica. As principais tecnologias usadas para estas mensurações são: células de carga (AMTI), método óptico (processamento de imagem), método piezoelétrico (Kistler), método resistivo (TeckScan) e método capacitivo (Novel-Emed), além de procedimentos de impressão. A Tabela I traz algumas características qualitativas dos sensores observadas pelo uso freqüente. Para maiores informações sobre as características físicas destes sensores, consultar Cavanagh *et al.* [12].

Os atuais sistemas de mensuração das pressões são conceitualmente similares, mas é importante perceber que eles variam elementos individuais. A implicação clínica disto é que normas têm que ser desenvolvidas para cada sistema diferente, já que os resultados no mesmo sujeito podem variar amplamente dependendo do equipamento [12]. Além disso, as variáveis mensuradas, as divisões do pé em áreas e o número de áreas avaliadas diferem dependendo do instrumento utilizado. Portanto, deve-se ter cuidado ao comparar dados entre diferentes estudos.

As variáveis mensuradas através dos diferentes equipamentos são, de maneira geral, os picos de pressão (KPa), que fornecem informações sobre as pressões exercidas sob o pé e como elas ocorrem ao longo do contato com o solo, área de contato (cm²), tempo de contato (ms), força máxima (%PC), integral de pressão-tempo (KPa.s), que permite compreender a função de suporte de carga de estruturas anatômicas específicas e impulsos relativos (cargas relativas) expressos como porcentagens do impulso total. Essas variáveis são calculadas no pé inteiro ou em áreas específicas da superfície do pé e podem ser atribuídas à correspondente estrutura anatômica. Há diversas formas de subdividir o pé em diferentes áreas anatômicas de interesse. Uma divisão típica é calcânhar ou retropé, médio-pé, antepé ou cabeça dos metatarsos e dedos, cujas áreas são, geralmente, subdivididas em porções medial e lateral.

Aplicações da avaliação da pressão plantar na marcha

O início do ciclo da marcha típica é feito com o apoio sobre uma área de contato no calcânhar. No apoio médio, há também o contato do antepé. Ao final do apoio, na fase de propulsão, o contato é feito sobre uma área relativamente pequena do antepé, que progride para baixo do hálux. Além disso, nas fases de apoio com o calcânhar e propulsão, as forças verticais de reação do solo são máximas e, assim, em geral, as maiores pressões plantares na marcha ocorrem nessas áreas. Ao final da fase de apoio, o ponto de aplicação da resultante das forças de reação do solo, também chamado de centro de pressão, progride da porção lateral do calcânhar até o hálux, correspondendo ao aumento das pressões nessa região.

Obesidade

A obesidade é um problema de saúde pública, dentre as numerosas outras condições médicas, a alta incidência de osteoartrite, pés dolorosos, dificuldades circulatórias, queixas de dor nas articulações das extremidades inferiores são freqüentemente registradas por pessoas com sobrepeso e obesidade. A análise de pressão plantar fornece visão adicional da etiologia da dor dos membros inferiores [3]. Hills *et al.* [13] destacam a urgência em dirigir a atenção para as conseqüências físicas da sobrecarga repetida, principalmente nas extremidades inferiores e, assim, oferecer um suporte para prevenção, tratamento e controle das condições de obesidade. Por isso, é importante que os dados coletados através de medidas biomecânicas saiam dos laboratórios e integrem-se à rotina clínica.

Klavdianos *et al.* [14] avaliaram os picos de pressão plantar da marcha de 19 crianças, com média de idade de 8 anos, divididas em obesas e não-obesas, utilizando o sistema F-Scan e encontraram que os picos de pressão são maiores nas crianças obesas em toda a região plantar, com a diferença maior na região do médio-pé. As maiores pressões para o grupo obeso foram encontradas na região do calcânhar e as menores, no médio-pé. Ao contrário, Dowling *et al.* [15,16], estudando crianças nessa mesma faixa etária, encontraram maiores pressões no antepé das crianças obe-

Tabela I - Características selecionadas de sensores utilizados em equipamentos de medição da pressão plantar.

Características	Princípios dos sensores				
	Impressões	Óticos	Capacitivos	Resistivos	Piezoelétricos
Sensibilidade à temperatura	Não se aplica	Não sensível	Não sensível	Sensível	Razoavelmente sensível
Medidas dinâmicas	Não é possível	Possível	Possível	Possível	Possível
Flexibilidade da palmilha	Não se aplica	Não se aplica	Limitada	Alta	Boa
Principais limitações	- Procedimento qualitativo	- Procedimento qualitativo	- Mede somente forças verticais	- Mede somente forças verticais; - Saturação do sensor	- Mede somente forças verticais
Custos	Baixo	Moderado	Alto	Alto	Alto

sas, alertando para o risco de desenvolvimento de fraturas e ulcerações nessa região. Além disso, identificaram queda do arco longitudinal e, conseqüentemente, achatamento da cavidade e ampla área no médio-pé, em comparação com as não-obesas.

Importantes limitações funcionais e mecânicas dos pés de 70 adultos obesos em condições estáticas e dinâmicas (marcha) foram evidenciadas no estudo de Hills *et al.* [17]. As pressões plantares foram medidas através do equipamento Emed. Diferenças significativas nas medidas de pressões plantares durante a marcha foram observadas entre obesos e não-obesos, sendo que foram encontradas maiores diferenças para os obesos de ambos os sexos, principalmente sob o médio-pé e antepé e, também, um aumento da razão entre a largura do antepé e o comprimento do pé, porém, as maiores pressões foram encontradas no antepé e dedos, resultados estes também encontrados por Birtane & Tuna [18].

Quanto à relação entre Índice de Massa Corporal (IMC) e pressões plantares, Hills *et al.* [17] verificaram que havia forte correlação na região do médio-pé e antepé de mulheres, sendo que para os homens obesos essa relação era mais fraca, indicando que aumentos nas pressões plantares podem ser explicados parcialmente em função do aumento na adiposidade corporal. A maior influência do peso sobre as mulheres pode ser explicada pela redução da força dos ligamentos e conseqüente achatamento do arco. Esses resultados, segundo os autores, têm implicações sobre a dor, o desconforto das extremidades inferiores, a escolha do calçado e a predisposição para participação em atividades da vida diária. Birtane & Tuna [18] também encontraram correlação positiva entre IMC e pressões para a região do médio-pé. Outro estudo encontrou relação direta entre peso corporal e pressões [19]. Foi verificado que dentre 38 sujeitos com sobrepeso estudados, nove perderam peso substancialmente e obtiveram uma redução nos picos de pressão plantar sob antepé e hálux após a participação em um programa para redução do peso.

Os casos de obesidade vêm crescendo e por isso esta condição tem merecido maior atenção nos últimos anos. Estudos comparando populações obesas com grupo controle normal têm encontrado diferenças mais significativas na região do médio-pé e no antepé, provavelmente pelas modificações estruturais (queda do arco longitudinal) e funcionais do pé. As relações entre IMC e pressões em regiões específicas do pé ainda não estão claras, assim como entre velocidade e pressões. Portanto, são necessários mais estudos considerando sexo e diferentes faixas etárias, comparação entre obesos ativos e sedentários e obesos que tenham passado por intervenção para redução do peso, em populações brasileiras. Assim, teríamos dados que permitiriam a prevenção, através da conscientização dos benefícios da perda e manutenção do peso, impedindo que crianças e adolescentes obesos se tornem adultos obesos, além da intervenção sobre dores, desconfortos e condições patológicas mais graves e limitantes.

Neuropatia diabética

Como já mencionado, o pé humano apresenta um problema biomecânico interessante, pois o peso corporal sobre ele é distribuído desigualmente através dos metatarsos durante a marcha. Pés diabéticos representam uma das mais sérias complicações do diabetes mellitus. A condição de neuropatia periférica frequentemente é fator de risco para ulcerações plantares, assim como a presença de calosidades, deformidades e mal-alinhamentos dos pés e pressões repetidas sobre a superfície plantar.

Boulton [9] demonstrou que grandes pressões cíclicas, como no andar, sobre áreas como as cabeças dos metatarsos podem levar à ulcerações e à alterações da marcha em diabéticos neuropatas. Assim, uma importante aplicabilidade do estudo da distribuição da pressão plantar está no tratamento dos pés de diabéticos portadores da neuropatia periférica, patologia crônica que acomete de 25 a 75% dos diabéticos após 10 anos de diagnóstico. Por meio da avaliação da pressão plantar, observa-se que em diabéticos neuropatas, sobrecargas em determinadas regiões plantares podem ocasionar ulcerações e conseqüentes amputações de dedos ou regiões do pé que poderiam ser prevenidas caso este tipo de análise fosse regularmente feita na prática clínica.

Muitos autores tentam buscar explicações que relacionem os aumentos de pressão plantar nos pacientes diabéticos, especialmente os que apresentam neuropatia diabética, com a formação de ulcerações plantares. A literatura relaciona fortemente a presença de neuropatia, ulcerações e a diminuição da informação sensorial com o aumento de pressão plantar [20-25]. Uma das possíveis explicações seria de que a falta de informações aferentes estaria relacionada com o alto impacto do pé no solo, aumentando as forças verticais transmitidas para os tecidos.

Taylor *et al.* [26], ao induzirem a insensibilidade plantar após 30 minutos de crioterapia, observaram a diminuição significativa da velocidade da marcha, aumento do tempo de contato em todas as regiões estudadas, exceto nos dedos e hálux, diminuição do pico de pressão nas regiões do pé, porém, aumento significativo sob a terceira e a quinta articulações metatarsofalangeanas e aumento da integral da força e pressão em função do tempo nessas mesmas regiões, confirmando assim que o feedback sensitivo dos mecanorreceptores da planta dos pés é importante na marcha normal e que o aumento na magnitude da pressão sob o antepé em indivíduos portadores de neuropatia diabética sensitiva pode ser explicado parcialmente por este déficit sensitivo.

Bus *et al.* [27] demonstraram, por meio da utilização da plataforma de pressão Emed, que as pressões plantares dos pacientes diabéticos com deformidades de dedos em garra/martelo durante a marcha foi significativamente maior em relação ao grupo controle que não apresentava deformidades. O pico de pressão nas cabeças metatarsais estava significativamente relacionado ao grau de deformidade dos dedos e à

localização dos coxins. Este tipo de deformidade provoca um deslocamento anterior do coxim adiposo plantar, expondo as cabeças dos metatarsos a aumentos de pressões. Esses resultados demonstraram que deformidades dos dedos estão associadas com a transferência de carga distal-proximal do antepé e, conseqüentemente, com o aumento das pressões plantares nas cabeças dos metatarsos em diabéticos neuropatas.

Diabéticos neuropatas apresentam um aumento importante da pressão plantar durante a marcha, muito embora esse fato tenha sido observado em baixa velocidade de deslocamento [23,28-31]. Warren *et al.* [32], ao contrário, observaram uma relação linear entre o aumento da velocidade e aumento do pico de pressão plantar na marcha de indivíduos saudáveis. Estes autores e também Taylor *et al.* [33] verificaram que a região dos dedos sofreu maior aumento do pico de pressão com o aumento da velocidade da marcha (188-289%), seguida da região do calcâneo (105-124%).

De acordo com Sauseng & Kastenbauer [34], a limitação da mobilidade da articulação do tornozelo é prevalente em pacientes diabéticos, promovendo assim elevadas pressões plantares durante a marcha. Estes autores mostraram que quanto menor a amplitude de movimento, maior a pressão plantar durante a marcha e esta limitação na amplitude de movimento é mais comum nas articulações talocrural e metatarsofalangeana nos pacientes diabéticos. Contradizendo a literatura, Morag & Cavanagh [35] demonstraram que o aumento dinâmico da amplitude de movimento da articulação talocrural durante a marcha, aumentou a pressão plantar sob a cabeça do primeiro metatarso. Por outro lado, Maluf *et al.* [36] não associaram a diminuição do pico de pressão no antepé à mudança da amplitude de movimento do tornozelo, após alongamento cirúrgico.

Ainda assim, estudos futuros poderiam contribuir para o melhor entendimento da etiologia das úlceras plantares, suas relações com as alterações musculares, padrões de distribuição pré e pós-intervenção cirúrgica, já que social e economicamente esta investigação seria muito importante buscando a minimização das seqüências severas de uma amputação.

Conclusão

As diferentes características dos sistemas de medição tornam difícil a determinação de valores de referência para pressões normais, bem como para limiares identificadores de riscos de ulcerações e outros distúrbios da função biomecânica dos pés. Assim, limites para as condições de normalidade e para diferentes patologias, como pés diabéticos, precisam ser estabelecidos para cada sistema de medição, condição experimental, principalmente quanto à velocidade de deslocamento, bem como para áreas específicas do pé.

As medições com plataformas de pressão em geral ocorrem com os pés descalços e podem revelar a função de sobrecarga normal das estruturas e mesmo o efeito de deformidades e mal-alinhamentos sobre o comportamento dinâmico dos pés.

Já as palmilhas eletrônicas, além de facilitarem a avaliação de passos sucessivos, permitem um melhor acesso às características da interação pé-calçado, no sentido de uma abordagem mais realista das condições de sobrecarga às quais os pés estão submetidos habitualmente. Os diferentes sistemas de medição medem diretamente a força vertical de reação, sendo a intensidade da pressão uma grandeza estimada, ou seja, calculada a partir da razão entre a força e uma área de aplicação. Nesse contexto, também é importante lembrar que os estresses horizontais também contribuem na etiologia de patologias causadas por sobrecarga.

A influência de condições como obesidade e diabetes, entre outras, sobre as características de sobrecarga dinâmica dos pés pode ser avaliada através de sistemas de pedobarografia dinâmica e, caso necessário, a função biomecânica do pé pode ser em parte restaurada com o uso de órteses e calçados terapêuticos, modelados de acordo com perfis específicos de distribuição de pressão plantar, a fim de acomodar perfeitamente a porção do pé alterada, dando melhor suporte à função.

É importante lembrar ainda que não apenas a magnitude da pressão plantar afeta a função do pé, mas a duração de sua aplicação e também a sua freqüência, os quais são fatores a se considerar na avaliação dos resultados de estudos sobre a distribuição de pressões plantares. Um exemplo de uma condição de pressão de baixa magnitude, aplicada por um longo período de tempo é o uso de calçados inapropriados. Já a alta freqüência de repetições de pressões em áreas específicas, pode ser exemplificada com a marcha, quando se considera o número de passos dados diariamente por um indivíduo ativo fisicamente.

Seria ainda fundamental a formação de bancos de dados para a população brasileira, tanto em condições normais quanto patológicas e, não menos urgente e importante, a transferência desse conhecimento para a prática clínica.

Agradecimento

À CAPES, pelo suporte financeiro.

Referências

1. Imamura M. Instrumentação em podobarometria. In: Saad M, Batistella LR, ed. Análise de marcha: manual do CAMO-SBMFR. São Paulo: Lemos 1997; p.69-81.
2. Gross J, Fetto J, Rosen E. Exame musculoesquelético. Porto Alegre: Artmed; 2000.
3. Hennig EM. The evolution and biomechanics of the human foot – applied research for footwear. Rev Bras Biomec 2003;4(supl.1):7-14.
4. Palastanga N, Field D, Soames R. Anatomia e movimento humano: estrutura e função. São Paulo: Manole; 2000.
5. Amadio AC, ed. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFUSP; 1996. 162p.

6. Machado DB, Hennig E, Riehle H. Plantar pressure distribution in children: movement patterns and footwear influences. *Rev Bras Biomec* 2001;2(2):19-25.
7. Cappozzo A, Marchetti M, Tosi V. *Bioloocomotion: a century of research using moving pictures*. Roma: Promograph; 1991.
8. Beeley F. Zur mechanik des stehens. *Arch für Klinische Chirurgie* 1882;27:457-471.
9. Boulton AJM. The diabetic foot: from art to science. The 18th Camillo Golgi lecture. *Diabetologia* 2004;47(8):1343-53.
10. Cavanagh PR, Michiyoshi AE. A technique for the of pressure distribution beneath the foot. *J Biomech* 1980;13:67-75.
11. Hennig EM, Cavanagh PR, Albert HT, Macmillan NH. A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the human foot. *J Biomed Eng* 1982;4(3):213-22.
12. Cavanagh PR, Ulbrecht JS. Clinical plantar pressure measurement in diabetes: rationale and methodology. *The Foot* 1994; 4:123-35.
13. Hills AP, Hennig EM, Byrne NM, Steele JR. The biomechanics of adiposity – structural and functional limitations of obesity and implications for movement. *Obes Rev* 2002;3(1):35-45.
14. Klavdianos ACD, Manfio EF, Ávila AOV. Comparação da distribuição de pressão plantar entre crianças normais e obesas. In: *Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Campinas; 1997. p. 301-304.
15. Dowling AM, Steele JR, Baur LA. Does obesity influence foot structure and plantar pressure patterns in prepubescent children? *Int J Obes Relat Metab Disord* 2001; 25(6):845-52.
16. Dowling AM, Steele JR, Baur LA. What are the effects of obesity in children on plantar pressure distributions? *Int J Obes Relat Metab Disord* 2004;28:1514-19.
17. Hills AP, Hennig EM, McDonald M, Bar-Or O. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2001; 25(11):1674-79.
18. Birtane M, Tuna H. The evaluation plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clin Biomech* 2004;19:1055-59.
19. Bolte C, Hennig EM, Hills AP, McDonald M. Pressure changes under the feet of obese adults after a weight reduction program. *Arch Physiol Biochem* 2000;108:70.
20. Frykberg RG, Lavery LA, Pham H, Harvey C, Harkless L, Veves A. Role of neuropathy and high foot pressures in diabetic foot ulceration. *Diabetes Care* 1998; 21(10):1714-19.
21. Armstrong DG, Lavery LA. elevated peak plantar pressure in patients who have Charcot arthropathy. *J Bone Joint Surg Am* 1998;80-A(3):365-69.
22. Shaw JE, Van Schie CHM, Carrington AL, Abbot CA, Boulton AJM. An analysis of dynamic forces transmitted through the foot in diabetic neuropathy. *Diabetes Care* 1998;21(11):1955-59.
23. Sacco ICN, Amadio AC. A study of biomechanical parameters in gait analysis and sensitive cronaxie of diabetic neuropathic patients. *Clin Biomech* 2000;15:196-202.
24. Sacco ICN, Amadio AC. Influence of the diabetic neuropathy on the behavior of electromyographic and sensorial responses in treadmill gait. *Clin Biomech* 2003;18: 426-34.
25. Payne C, Turner D, Miller K. Determinants of plantar pressure in the diabetic foot. *J Diabetes Complications* 2002;16(4):277-83.
26. Taylor A, Menz HB, Keenan AM. Effects of experimentally induced plantar insensitivity on forces and pressures under the foot during normal walking. *Gait and Posture* 2004a;20:232-37.
27. Bus AS, Maas M, Lange A, Michels RPJ, Levi M. Elevated plantar pressures in neuropathic diabetic patients with claw/hammer toe deformity. *J Biomech* 2005;38: 1918-25.
28. Mueller MJ, Minor SD, Sahrman AS, Schaaf JA, Strube MJ, Cavanagh PR. Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. *Phys Ther* 1994;74(4):299-313.
29. Sacco ICN, Sá MR, Serrão JC, Amadio AC. Estudo comparativo da força reação do solo, parâmetros temporais e espaciais do andar em esteira rolante entre sujeitos saudáveis e diabéticos neuropatas. *Rev Bras Biomec* 2001;2(3):23-30.
30. Menz HB, Lord SR, St George R, Fitzpatrick RC. Walking stability and sensorimotor function in older people with diabetic peripheral neuropathy. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85(2):245-52.
31. Petrofsky J, Lee S, Bweir S. Gait characteristics in people with type 2 diabetes mellitus. *Eur J Appl Physiol* 2005;93:640-47.
32. Warren GL, Maher RM, Higbil EJ. Temporal patterns of plantar pressures and lower leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait and Posture* 2004;19(1):91-100.
33. Taylor A, Menz HB, Keenan AM. The influence of walking speed on plantar pressure measurements using the two-step gait initiation protocol. *The Foot* 2004b;14:49-55.
34. Sauseng S, Kastenbauer T. Effect of limited joint mobility on plantar pressure in patients with type 1 diabetes mellitus. *Acta Med Austríaca* 1999;26(5):178-81.
35. Morag E, Cavanagh PR. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *J Biomech* 1999;32:359-70.
36. Maluf KS, Mueller MJ, Strube MJ, Engsborg JR, Johnson JE. Tendon Achilles lengthening for treatment of neuropathic ulcers causes a temporary reduction in forefoot pressure associated with changes in plantar flexor power rather than ankle motion during gait. *J Biomech* 2004;37: 897-906.