

Influência da superfície instável no padrão da marcha de pacientes com doença de Parkinson

Compliant surface influence on gait pattern of patients with Parkinson's disease

Gabriela Dias Silva¹; Sandra Maria Sbeghen Ferreira de Freitas²; Ana Maria Agulhon³; Ludmila Costa Toni de Oliveira Silva⁴; Leila Bernardi Bagesteiro⁵; Sandra Regina Alouche²

¹Fisioterapeuta – Unicid. São Paulo, SP – Brasil.

²Doutora, Docente do Programa de Mestrado em Fisioterapia – Unicid. São Paulo, SP – Brasil.

³Mestranda do Programa de Mestrado em Fisioterapia – Unicid. São Paulo, SP – Brasil.

⁴Mestre pelo Programa de Mestrado em Fisioterapia – Unicid. São Paulo, SP – Brasil.

⁵Doutora, Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas (CECS), UFABC. Santo André, SP – Brasil.

Endereço para correspondência

Sandra Regina Alouche
R. Cesário Galeno, 448/475 – Tatuapé
03071-000 – São Paulo – SP [Brasil]
salouche@edu.unicid.br

Resumo

Introdução: Pacientes com a doença de Parkinson (DP) apresentam alterações no controle postural e na marcha. No entanto, as adaptações na marcha desses sujeitos devido às condições do ambiente (i.e., superfícies instáveis) não são muito conhecidas. **Objetivo:** Analisar o padrão cinemático da marcha de pacientes com DP quando andando no solo instável. **Método:** Os ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital foram comparados em três condições: no solo estável, no instável e retorno ao estável, além disso, a velocidade e o comprimento da passada também foram analisados. **Resultados:** Os participantes aumentaram as amplitudes de tornozelo, joelho e quadril e reduziram a velocidade da marcha, quando andando no solo instável. **Conclusão:** Pacientes com DP reduzem a velocidade e aumentam as amplitudes de movimento dos membros inferiores durante a marcha em superfície instável. Após essa exposição, houve um aumento do comprimento da passada no solo estável.

Descritores: Ambiente; Cinemática; Doença de Parkinson; Marcha.

Abstract

Introduction: Parkinson's disease (PD) patients have several changes in postural control and gait. However, the gait adaptations of these subjects due to the environmental conditions (i.e., compliant surface) are not well known. **Objective:** To verify the kinematic pattern of gait of PD patients when walking on compliant surface. **Method:** Hip, knee and ankle joint angles for the sagittal plane were compared in three different conditions: walking on a stable surface, on an unstable surface and again on the stable surface. Gait velocity and stride length were also assessed. **Results:** Participants increased the amplitudes of ankle, knee and hip joint angles and reduced the velocity when walking on unstable surface. **Conclusion:** Patients with PD reduced their gait speed and increased the lower limbs range of motion when walking on compliant surface. After exposure, there was an increase of stride length on the stable surface.

Key words: Environment; Gait; Kinematics; Parkinson disease.

Introdução

A Doença de Parkinson (DP) é uma enfermidade degenerativa do sistema nervoso central (SNC), de caráter progressivo, que se caracteriza pela perda progressiva de neurônios da parte compacta da substância negra. Estudos estimam uma prevalência de aproximadamente 108 a 257/100 mil habitantes a qual aumenta quando são incluídos indivíduos com mais de 65 anos, e uma incidência de 11 a 19 casos em cada 100 mil por ano na Europa¹. O processo degenerativo gera alterações clínicas cardinais, tais como o tremor de repouso, a rigidez, a acinesia (e bradicinesia) e a instabilidade postural². A instabilidade postural, acompanhada da perda de ajustes posturais antecipatórios e reativos é uma manifestação que normalmente aparece após as demais e é a causa mais comum de quedas nessa população^{3, 4, 5}.

O padrão da marcha do paciente é altamente estereotipado e caracteriza-se por um empobrecimento dos movimentos. Há uma diminuição da velocidade (em média 60 a 100 cm/s), quando comparados a indivíduos sadios da mesma idade (125 a 150 cm/s)⁶. Apesar de a cadência ser normal, os pacientes mostram uma diminuição do comprimento do passo. A porcentagem do tempo do ciclo da marcha em duplo apoio é aumentada. Os estudos com análise cinemática mostram uma redução nas amplitudes de movimentos do quadril, joelho e tornozelo durante a marcha, e um desvio, para a flexão⁶.

A fisioterapia é um importante adjuvante aos regimes farmacológico e neurocirúrgico de tratamento da DP. Há evidências significativas a favor de exercícios específicos para a melhora do controle postural, da marcha e da condição física geral⁷. O treinamento do equilíbrio mostra-se efetivo, principalmente quando associado ao treino de força para os membros inferiores⁸.

A marcha em superfícies instáveis reflete um aumento dos graus de liberdade a serem controlados. A estabilidade dinâmica é necessária para que a locomoção seja realizada com sucesso. Qualquer movimento que direta ou indiretamente afete a posição do centro de massa

pode afetar adversamente a instabilidade⁹. Esse tipo de atividade é com frequência utilizado em fisioterapia com objetivos diferenciados, mas essencialmente, para a melhora do controle da postura e da estabilidade corporal e segmentar. A caracterização do padrão da marcha dos pacientes com DP nessas superfícies e seus efeitos ainda são pouco conhecidos. Estudos mostram que indivíduos jovens saudáveis expostos a superfícies instáveis mantêm a velocidade da marcha, adotam uma cadência mais lenta e variável e aumentam o comprimento do passo. Idosos saudáveis submetidos às mesmas condições apresentam menor velocidade e comprimento do passo e maior variabilidade do tempo do passo¹⁰. O mesmo ocorre em pacientes com neuropatias periféricas¹¹. O objetivo neste estudo é analisar o padrão cinemático da marcha de pacientes com DP na superfície rígida e na instável e verificar possíveis modificações desse padrão após a exposição dos pacientes ao solo instável.

Material e método

Trata-se de um estudo transversal, de caráter exploratório, realizado após aprovação do Comitê de Ensino e Pesquisa da Universidade Cidade de São Paulo (CEP), sob nº 0049.0.186.000-06.

Participantes

Foram incluídos no estudo cinco indivíduos com diagnóstico de Doença de Parkinson (DP); classificados em estágios 2-3 pela Escala Hoehn e Yahr¹² de ambos os gêneros; capazes de deambular sem auxílio sobre colchonetes por uma distância mínima de cinco metros. Os participantes não tinham conhecimento sobre os objetivos do estudo, mas receberam informações necessárias quanto aos procedimentos aos quais seriam submetidos. Todos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido concordando formalmente em participar do estudo, de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Procedimento

Os participantes foram orientados a andar descalços, vestidos com uma roupa preta justa ao corpo, sobre uma passarela de cinco metros, em velocidade confortável auto-selecionada e retornar para a posição inicial cinco vezes (i.e. cinco idas e cinco voltas) consecutivas em superfície rígida (PRÉ). Essa tarefa foi repetida mais duas vezes, uma sobre a superfície instável (INST) e novamente sobre a superfície estável (PÓS). Na condição INST, os participantes percorreram o mesmo trajeto, cinco vezes, pisando em uma espuma colocada sobre toda a passarela. Na condição PRÉ e PÓS, os voluntários andaram sobre a superfície rígida da passarela de madeira que tinha oito metros de comprimento, 1,2 metros de largura e 0,1 metro de altura. A espuma tinha altura de cinco centímetros e densidade de 33 kg/m^3 .

Marcadores passivos foram colocados no trocânter maior do fêmur (M1), linha articular do joelho (M2), maléolo lateral (M3), ponto entre a cabeça do segundo e terceiro metatarso (M4), dos lados direito e esquerdo do corpo, e foram posicionados sempre pelo mesmo avaliador. O posicionamento dos marcadores permitiu a construção dos segmentos da coxa (M1 e M2), perna (M2 e M3) e pé (M3 e M4), de maneira a avaliar os ângulos formados por esses segmentos. Mais especificamente: (1) ângulo do quadril, formado pelo segmento da coxa e o eixo vertical; (2) ângulo do joelho, formado pelos segmentos da coxa e perna; e (3) ângulo do tornozelo, formado pelos segmentos da perna e pé. A análise cinemática dos membros inferiores foi realizada no plano sagital.

O deslocamento dos participantes na passarela foi filmado a 60 Hz nas três condições (PRÉ, INST e PÓS) por meio de três câmeras de vídeo sincronizadas (Panasonic PV-GS35), e ajustadas de maneira a obter uma imagem clara, nítida e sem distorção dos membros inferiores. A disposição do aparato experimental está representada na Figura 1. Essa configuração permitiu a coleta de ambos os lados (direito e esquerdo) separadamente.

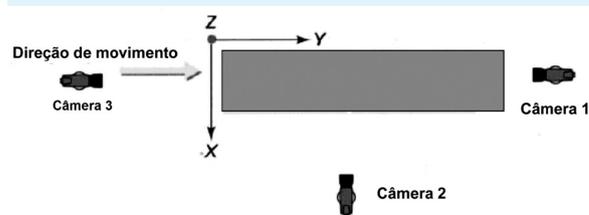


Figura 1: Aparato experimental para avaliação cinemática da marcha

Análise dos dados

Os marcadores foram digitalizados, filtrados e reconstruídos por meio de *software* específico (APAS – *Ariel Performance Analysis System* – Ariel Dynamics Inc.). A análise das coordenadas x e y foi desenvolvida por algoritmos desenvolvidos no IGOR Pro (Wavemetrics Inc.). Para a calibração, a posição espacial de 12 marcadores foi registrada e utilizada para a reconstrução das coordenadas reais por transformação linear direta (DLT). Os dados cinemáticos foram filtrados e as frequências acima de 10 Hz foram eliminadas. Dois ciclos da marcha foram identificados, sendo um iniciado com o membro inferior direito, e outro, com o inferior esquerdo e a média dos dois ciclos realizados por cada participante foi utilizada para análise. Todos os conjuntos de dados foram reduzidos a 200 pontos. Os ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril durante a passada foram registrados e as amplitudes de movimento foram calculadas para comparar as três condições diferentes. A velocidade da marcha e o comprimento da passada foram calculados. Os resultados foram analisados de forma descritiva em termos de média e erro padrão da média para determinar diferenças entre as excursões das variáveis analisadas das três condições. Para análise de diferenças entre condições, foi utilizado o teste não-paramétrico de Friedman e, posteriormente, o teste de Wilcoxon, quando apropriado. Considerou-se um nível de significância de 5%.

Resultados

Foram incluídos no estudo cinco pacientes com DP, com idades entre 59 e 86 anos (média

de 72,4 anos), estatura de $154,0 \pm 6,0$ cm, massa corporal de $66,0 \pm 7,5$ kg e diagnóstico de DP há $8,8 \pm 5,6$ anos.

Todos os participantes foram capazes de realizar as condições da tarefa com sucesso.

Em geral, os pacientes reduziram a velocidade da marcha quando andando sobre a superfície instável (PRÉ= $77,0 \pm 21,0$ cm/s; INST= $62,7 \pm 20,8$ cm/s; PÓS= $80,6 \pm 21,6$ cm/s) e apresentaram um leve aumento da velocidade quando retornaram a andar na superfície rígida. O teste de Friedman revelou diferenças entre as condições na velocidade da marcha [$\chi^2(2)=7,6$, $p<0,022$]. Isto é, uma diminuição da velocidade ocorreu na superfície instável. Esse efeito foi confirmado pelos testes de Wilcoxon que revelaram diferenças somente entre as condições PRÉ e PÓS comparadas à condição INST.

Em relação ao comprimento da passada, alterações não foram observadas entre as condições PRÉ e INST (PRÉ= $84,2 \pm 14,5$ cm e INST= $83,4 \pm 20,3$ cm), porém um leve aumento do comprimento da passada foi observado no retorno do paciente ao solo estável (PÓS= $87,3 \pm 13,8$ cm). No entanto, o teste de Friedman revelou não haver diferença estatisticamente significativa no comprimento da passada entre as condições [$\chi^2(2)=0,4$, $p<0,82$].

A série temporal do deslocamento angular do tornozelo, do joelho e do quadril nas condições PRÉ, INST e PÓS, são apresentados na Figura 2.

Em geral, o padrão de movimento articular é mantido nas três condições experimentais. Há um nítido aumento da amplitude de movimento articular do tornozelo, joelho e quadril durante o andar realizado em superfície instável. Essa maior amplitude de movimento ocorreu principalmente pelo aumento das amplitudes de movimento de flexão das três articulações na segunda metade do ciclo, correspondendo à fase de balanço da marcha. Além disso, foi possível observar que há um atraso dos picos de movimento de extensão do tornozelo e quadril e do pico de movimento de flexão do joelho na condição PÓS, quando comparada à situação PRÉ.

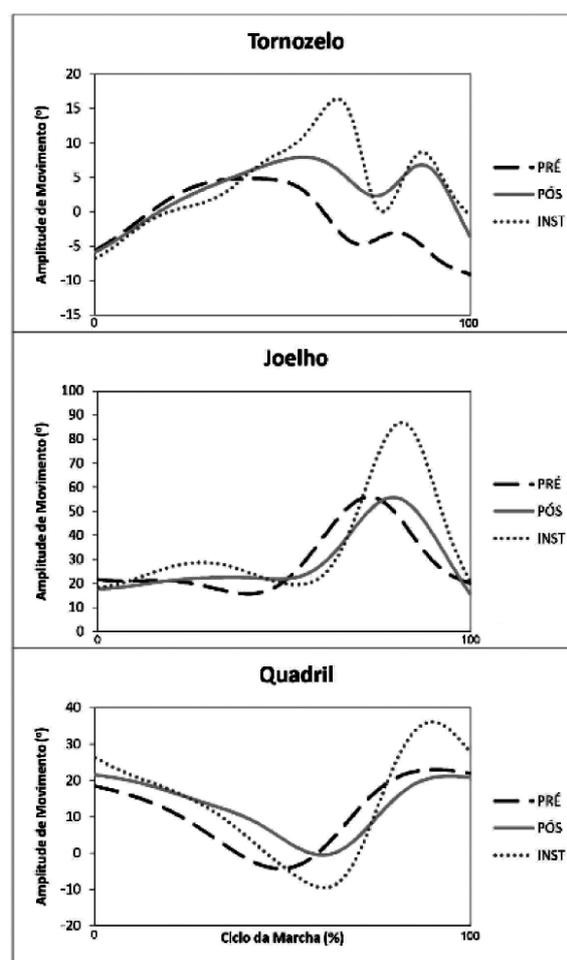


Figura 2: Série temporal do deslocamento angular do tornozelo, joelho e quadril médio apresentado em um ciclo de marcha nas três condições analisadas pelos participantes com doença de Parkinson

Os valores médios das amplitudes articulares, calculada por meio da diferença entre a amplitude máxima e mínima no ciclo, apresentados na Figura 3, foram utilizados na análise estatística.

O teste de Friedman revelou diferenças entre as condições PRÉ/PÓS/INST [$\chi^2(8)=32,53$, $p<0,001$], confirmando que os valores médios de amplitude de movimento das articulações diferiram entre as condições da superfície. No entanto, testes de Wilcoxon apontaram diferenças significativas entre PRÉ e INST apenas para as articulações do joelho e quadril ($p<0,05$). A amplitude do joelho foi $46,2 \pm 2,7^\circ$, na condição PRÉ,

para $63,9 \pm 7,3^\circ$, na INST. Já a amplitude do quadril foi $30,8 \pm 5,5^\circ$, na PRÉ, para $42,3 \pm 5,5^\circ$, na INST. Diferenças entre as condições INST e PÓS ($47,9 \pm 7,5^\circ$) foram observadas somente para a articulação do joelho ($p < 0,05$). Comparações entre as condições para a articulação do tornozelo não apresentaram diferenças estatisticamente significantes (PRÉ: $23,0 \pm 8,2^\circ$; INST: $32,3 \pm 11,7^\circ$ e PÓS: $20,9 \pm 7,5^\circ$).

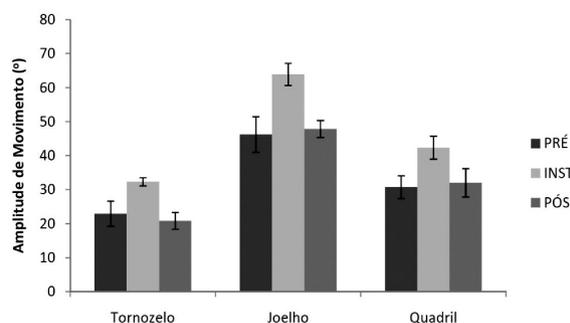


Figura 3: Amplitudes de movimento médias do tornozelo, joelho e quadril nas três condições analisadas

Discussão

A locomoção eficiente requer estrutura adequada e atividade coordenada dos sistemas sensorio-motor, musculoesquelético e visual para que as demandas da tarefa e do ambiente, pouco previsíveis, possam ser controladas. O desempenho da marcha em um ambiente instável requer maior controle e, conseqüentemente, maior habilidade do indivíduo.

A DP é mais prevalente nas pessoas idosas que, ao ter suas reservas funcionais diminuídas, apresentam uma menor capacidade de adaptação frente às perturbações posturais. O desequilíbrio e a dificuldade na marcha são transtornos que mais causam dependência na DP, dificultando o deslocamento e favorecendo o crescimento no número de quedas. Em um estudo de 63 pacientes ambulatoriais com DP, 40% tinham experimentado quedas nos últimos 12 meses¹³. As quedas produzem lesões

que podem levar a dependência e aumento da morbidade e mortalidade.

De acordo com MacLellan e Patla¹⁴, uma superfície instável como a grama, a areia ou a espuma, gera duas maiores perturbações para a locomoção. A primeira perturbação é a incapacidade do uso acurado do sistema cinestésico que detecta a orientação corporal em relação à superfície de apoio. A segunda é a perturbação mecânica causada pela compressão da superfície viscoelástica durante o passo. A espuma que foi utilizada neste estudo causa reações imprevisíveis ao pé, requisitando constantes adaptações por parte dos pacientes.

Os resultados neste estudo mostraram que os pacientes modificam o padrão de marcha na presença da superfície instável aumentando as amplitudes de movimento das articulações dos membros inferiores. De forma geral, os parâmetros cinemáticos analisados mostram que a marcha em solo instável requer um movimento mais dinâmico dos membros inferiores, caracterizado pelo aumento da amplitude de movimento articular durante o ciclo, em particular do joelho. Durante a locomoção na superfície instável, houve maior flexão do quadril e do joelho e da extensão do tornozelo no plano sagital em relação ao padrão apresentado na superfície rígida. Na articulação do quadril, esse aumento foi de aproximadamente 10° em relação ao solo rígido principalmente na fase final do balanço. Essa modificação do comportamento do quadril na fase de balanço pode ser explicada por duas hipóteses: decorrente da necessidade de manter a passagem do pé livre (*clearance*) no solo instável e/ou pela depressão do membro contralateral que está no apoio sobre a superfície instável. Novos estudos são necessários para investigar com detalhes essas questões.

No joelho, a amplitude do movimento no solo instável aumentou cerca de 20° em relação à superfície rígida. Além disso, na superfície instável os dois picos de flexão do joelho no ciclo tornaram-se mais evidentes (Figura 2). Observa-se ainda, pelo perfil de deslocamento angular, um pequeno atraso nas sub-fases da marcha a

partir do apoio terminal, tanto na articulação do quadril como na do joelho. Esses resultados sugerem que o quadril e o joelho agem de forma a retardar o balanço do membro inferior durante o encerramento do ciclo da marcha. A necessidade de manutenção do equilíbrio na superfície instável pode levar a uma co-contracção dos músculos da coxa, aumentando a estabilidade no joelho e quadril e promovendo suporte maior à parte superior do corpo¹⁴.

Embora diferenças estatisticamente significativas não tenham sido observadas na amplitude articular do tornozelo, pôde ser verificado um aumento da amplitude de movimento no solo instável, principalmente no terço final do ciclo da marcha. Uma vez que é durante o apoio-terminal e pré-balanço que ocorre a atividade concêntrica dos músculos extensores do tornozelo, gerando o impulso necessário para o balanço do membro inferior na fase subsequente¹⁵, a maior amplitude de extensão do tornozelo no solo instável pode representar um aumento do impulso necessário para que o membro oscile de forma eficiente diante do obstáculo representado pela presença da espuma no solo.

Os valores de velocidade de marcha apresentados pelos indivíduos com DP neste estudo são muito inferiores aos 123 cm/s mostrados por outros autores¹⁶⁻¹⁸ como valores de referência para sujeitos da mesma faixa etária, mesmo durante a marcha em superfície rígida. Esses dados refletem a característica classicamente descrita de que portadores de DP têm uma marcha mais lenta do que pessoas saudáveis⁶. Essa velocidade foi ainda menor quando os pacientes com DP andaram em superfície instável. Foi demonstrado em estudos que, quando expostos às superfícies instáveis, jovens saudáveis mantêm a velocidade da marcha, enquanto idosos a diminuem^{19, 20} da mesma forma que o apresentado pelos pacientes com DP. Esses resultados sugerem que a condição de instabilidade faz com que os indivíduos adotem um padrão de marcha ainda mais conservador. Sabe-se que a alteração da informação sensorial afeta a interpretação dos sinais sensoriais gerados pelos movimentos corporais, levando a instabilidade

durante tarefas estáticas ou dinâmicas²¹, provavelmente por isso essa estratégia compensatória de redução da velocidade é adotada.

O comprimento da passada também é mais curto para os sujeitos com DP do que para os saudáveis de mesma faixa etária⁶. Esse comprimento manteve-se praticamente inalterado quando os pacientes passaram da superfície rígida para a instável, mas mostrou um aumento no retorno ao solo rígido. Verifica-se que uma das principais características da marcha de portadores da DP é a presença de passos curtos e, pelos resultados encontrados, o uso da instabilidade pode favorecer a mudança desse padrão. Em outros estudos com indivíduos saudáveis, a instabilidade também apresentou efeitos sobre os parâmetros analisados, mas de forma diferenciada. MacLellan e Patla¹⁴ demonstraram que o comprimento do passo em indivíduos saudáveis foi significativamente maior na superfície instável e o tempo e a velocidade da marcha aumentaram à medida que o indivíduo andou na superfície instável. Esses resultados podem ser interpretados como uma adaptação específica para a população com DP, que mantém o comprimento da passada em situações de maior desafio e que, ao retornarem para uma situação mais estável, mostram melhora do desempenho. Quando andamos em uma superfície instável o SNC coordena todo corpo de forma a maximizar a estabilidade. Aumentos do comprimento e do tempo do passo são ativamente controlados para aumentar a estabilidade, quando essa é ameaçada por mudanças na superfície.

As modificações do padrão de marcha encontradas, decorrentes da exposição desses indivíduos à instabilidade, sugerem que sua utilização como recurso terapêutico para a reabilitação da marcha de pacientes com DP pode ser justificada e contribuir para a melhora funcional dessa condição.

Conclusão

Pacientes com diagnóstico de Doença de Parkinson modificam o comportamento da mar-

cha em razão da rigidez da superfície de apoio. Essa modificação caracteriza-se pelo aumento das amplitudes de movimento dos membros inferiores e diminuição da velocidade da marcha. O fato de que maiores amplitudes articulares são utilizadas, quando retornando a superfície rígida, sugere que se essa estratégia de treinamento para a marcha em diferentes superfícies pode ser vantajosa na melhoria do padrão de andar dessa população.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), sob protocolo 05/00161-8 e ao Programa Institucional de Bolsas de iniciação Científica do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico e da Universidade Cidade de São Paulo – PIBIC/CNPq/UNICID.

Referências

1. Von Campenhausen S, Bornschein B, Wick R, Botzel K, Sampaio C, Poewe W, et al. Prevalence and incidence of Parkinson's disease in Europe. *Eur Neuropsychopharmacol*. 2005 Aug;15(4):473-90.
2. Jankovic J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2008 Apr;79(4):368-76.
3. Grimbergen YA, Munneke M, Bloem BR. Falls in Parkinson's disease. *Curr Opin Neurol*. 2004 Aug;17(4):405-15.
4. Bloem BR, Hausdorff JM, Visser JE, Giladi N. Falls and freezing of gait in Parkinson's disease: a review of two interconnected, episodic phenomena. *Mov Disord*. 2004 Aug;19(8):871-84.
5. Boonstra TA, van der Kooij H, Munneke M, Bloem BR. Gait disorders and balance disturbances in Parkinson's disease: clinical update and pathophysiology. *Curr Opin Neurol*. 2008 Aug;21(4):461-71.
6. Morris ME, Huxham F, McGinley J, Dodd K, Iansek R. The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001 Jul;16(6):459-70.
7. Kwakkel G, de Goede CJ, van Wegen EE. Impact of physical therapy for Parkinson's disease: a critical review of the literature. *Parkinsonism Relat Disord*. 2007;13 Suppl 3:S478-87.
8. Keus SH, Bloem BR, Hendriks EJ, Bredero-Cohen AB, Munneke M. Evidence-based analysis of physical therapy in Parkinson's disease with recommendations for practice and research. *Mov Disord*. 2007 Mar 15;22(4):451-60; quiz 600.
9. Marigold DS, Patla AE. Adapting locomotion to different surface compliances: neuromuscular responses and changes in movement dynamics. *J Neurophysiol*. 2005 Sep;94(3):1733-50.
10. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture*. 2003 Aug;18(1):35-46.
11. Thies SB, Richardson JK, Demott T, Ashton-Miller JA. Influence of an irregular surface and low light on the step variability of patients with peripheral neuropathy during level gait. *Gait Posture*. 2005 Aug;22(1):40-5.
12. Hoehn MM, Yahr MD. Parkinsonism: onset, progression and mortality. *Neurology*. 1967 May;17(5):427-42.
13. Ashburn A, Stack E, Pickering RM, Ward CD. A community-dwelling sample of people with Parkinson's disease: characteristics of fallers and non-fallers. *Age Ageing*. 2001 Jan;30(1):47-52.
14. MacLellan MJ, Patla AE. Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. *Exp Brain Res*. 2006 Aug;173(3):521-30.
15. Perri J. *Análise de marcha*. 1ª ed. Barueri: Editora Manole; 2005.
16. Chambers HG, Sutherland DH. A practical guide to gait analysis. *J Am Acad Orthop Surg*. 2002 May-Jun;10(3):222-31.
17. Deshpande N, Metter EJ, Bandinelli S, Guralnik J, Ferrucci L. Gait speed under varied challenges and cognitive decline in older persons: a prospective study. *Age Ageing*. 2009 Sep;38(5):509-14.
18. Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, Wang C. Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2009 Aug;64(8):896-901.
19. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community-dwelling older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2003 May;58(5):M446-52.
20. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Age Ageing*. 2003 Mar;32(2):137-42.
21. Speers RA, Kuo AD, Horak FB. Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. *Gait Posture*. 2002 Aug;16(1):20-30.