

Aplicação da análise de componentes principais na cinemática da marcha de idosas com osteoartrite de joelho

Application of principal component analysis on gait kinematics in elderly women with knee osteoarthritis

Renata N. Kirkwood¹, Renan A. Resende², Cláudio M. B. Magalhães², Henrique A. Gomes², Sueli A. Mingoti³, Rosana F. Sampaio¹

Resumo

Contextualização: A aplicabilidade da análise de marcha foi aprimorada com a introdução da análise de componentes principais (ACP), uma técnica estatística que reduz o volume de dados, permitindo a comparação de todo o ciclo entre grupos de indivíduos. **Objetivos:** Comparar, por meio da ACP, a cinemática da articulação do joelho durante a marcha nos planos sagital e frontal, entre mulheres idosas sem e com diagnóstico de leve a moderado de osteoartrite (OA). **Métodos:** Participaram 38 mulheres idosas (69,6±8,1 anos) com OA de joelhos e 40 assintomáticas (70,3±7,7 anos). A cinemática foi obtida usando o sistema *Qualisys Pró-reflex*. **Resultados:** O grupo OA apresentou menor velocidade da marcha e comprimento da passada ($p<0,05$) e caracterizou-se por maior escore de dor no WOMAC. No plano frontal, as componentes não foram significativas entre os grupos. No plano sagital, três componentes explicaram 90,7% da variância dos dados. A análise discriminante indicou que a componente 2 (CP2) e a 3 (CP3) classificaram corretamente 71,8% dos indivíduos. Entretanto, a CP3, que capta a diferença de amplitude do ângulo de flexão do joelho durante a marcha, foi a variável com maior poder de discriminação entre os grupos. **Conclusões:** A ACP é uma técnica estatística multivariada, efetiva para a análise das variáveis cinemáticas do ciclo da marcha. A perda de flexão de joelho na marcha do grupo com OA foi apontada como fator discriminante importante entre os grupos, sendo, portanto, uma variável que deve ser considerada na avaliação e tratamento fisioterápico da mulher idosa com OA de joelho.

Palavras-chave: análise componentes principais; marcha; cinemática; osteoartrite.

Abstract

Background: The applicability of gait analysis has been implemented with the introduction of the principal component analysis (PCA), a statistical data reduction technique that allows the comparison of the whole cycle between groups of individuals. **Objectives:** Applying PCA, to compare the kinematics of the knee joint during gait, in the frontal and sagittal planes, between a group of elderly women with and without diagnosis in the initial and moderate stages of Osteoarthritis (OA). **Methods:** A total of 38 elderly women (69.6±8.1 years) with knee OA and 40 asymptomatic (70.3±7.7 years) participated on this study. The kinematics was obtained using the *Qualisys Pro-reflex* system. **Results:** The OA group showed decreased gait velocity and stride length ($p<0.05$) and was characterized with higher WOMAC pain score. In the frontal plane, the between-group differences of the components were not significant. In the sagittal plane, three principal components explained 99.7% of the data variance. Discriminant analysis indicated that component 2 and 3 could classify correctly 71.8% of the individuals. However, CP3, which captures the difference in the flexion knee angle magnitude during gait, was the variable with higher discrimination power between groups. **Conclusions:** PCA is an effective multivariate statistical technique to analyse the kinematic gait waveform during the gait cycle. The smaller knee flexion angle in the OA group was appointed as a discriminatory factor between groups, therefore, it should be considered in the physical therapy evaluation and treatment of elderly women with knee OA.

Key words: Principal component analysis; gait; kinematics; osteoarthritis.

Recebido: 10/02/2010 – **Revisado:** 25/08/2010 – **Aceito:** 16/11/2010

¹ Departamento de Fisioterapia, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil

² Fisioterapeuta

³ Departamento de Estatística, Escola de Engenharia, UFMG

Correspondência para: Renata Noce Kirkwood, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Minas Gerais. Av. Antônio Carlos 6667, Sala 3125, Campus Pampulha, CEP 30270-901, Belo Horizonte, MG, Brasil, e-mail: renata.kirkwood@gmail.com.

Introdução : : : .

A osteoartrite (OA) é uma doença crônico-degenerativa de etiologia multifatorial que acomete principalmente as articulações de descarga de peso^{1,2}. Estima-se que 4% da população brasileira apresentem OA, sendo mais comum em mulheres e tendo a articulação do joelho como a segunda mais acometida pela doença, com 37% dos casos³. Para se compreender o início e a progressão da OA, é necessário o conhecimento da mecânica das articulações^{4,5}. A mecânica articular durante o movimento pode ser estimada por meio da análise biomecânica da marcha, que envolve parâmetros cinemáticos e cinéticos que são compilados em forma de ondas temporais que permitem uma compreensão da dinâmica durante o andar^{6,7}. Embora essa conduta venha sendo usada com sucesso, o grande volume de dados obtidos na análise de uma onda temporal da marcha dificulta a interpretação e, muitas vezes, o uso adequado da informação pelo fisioterapeuta.

Nos estudos que avaliaram a cinemática da marcha, a análise foi realizada por parâmetros discretos, a partir de valores de picos ou pela amplitude total das curvas^{8,9}. A definição de parâmetros discretos é subjetiva, e torna-se difícil extrair os mesmos valores de toda onda temporal, principalmente na presença de patologias¹⁰. Comparações qualitativas e descrições subjetivas das ondas temporais já foram exploradas¹¹. Um dos problemas principais é que essas técnicas estatísticas não levam em consideração a correlação entre as variáveis que descrevem o deslocamento angular durante o ciclo da marcha, além de não considerarem todo o seu ciclo na análise. Quando as variáveis são correlacionadas e a hipótese estatística é testada por meio de métodos apropriados para variáveis independentes, existe o risco de não se perceberem os efeitos das variáveis justamente devido às intercorrelações¹².

Em 1997, Deluzio et al.¹³ introduziram uma nova aplicação do método de análise de componentes principais (ACP) que, em contraposição às tradicionais formas de tratamento dos dados, inclui uma análise estatística de todo o ciclo da marcha, eliminando os efeitos das correlações entre as variáveis. O objetivo da ACP é reduzir um grande volume de variáveis correlacionadas entre si a um número menor, retendo a maior parte da variabilidade dos dados originais¹⁴. As novas variáveis, denominadas componentes principais, são não correlacionadas e ordenadas, de forma que a primeira componente explica a maior proporção da variabilidade dos dados¹⁵. Desse modo, os valores de cada componente podem ser analisados inferencialmente entre grupos de indivíduos, por exemplo. A aplicabilidade da técnica se expandiu, e vários estudos já aplicam a ACP com o objetivo de reduzir e interpretar o grande volume de variáveis decorrentes da análise de marcha de pacientes

com OA, facilitando as tomadas de condutas de tratamentos fisioterápicos¹⁶⁻¹⁸.

Entretanto, a maior parte dos estudos de marcha de indivíduos com OA de joelhos, analisados por meio da ACP, foram focados nos estágios mais avançados da doença^{4,13}. O conhecimento das características biomecânicas da marcha de indivíduos em estágios iniciais e intermediários de evolução da OA de joelho pode favorecer o atendimento fisioterapêutico precoce, capaz de efetivamente reduzir a dor e provavelmente a progressão da doença. Portanto, o objetivo deste estudo foi comparar, por meio da ACP, o deslocamento angular da articulação do joelho nos planos sagital e frontal durante o ciclo da marcha entre dois grupos de participantes, sendo um grupo com diagnóstico de OA leve ou moderada de joelho e outro assintomático quanto a essa doença. Uma vez determinadas as componentes, aplicou-se uma análise discriminante para determinar qual variável cinemática mais discriminava idosas com OA leve ou moderada de idosas assintomáticas.

Materiais e métodos : : : .

Amostra

Participaram do estudo 38 mulheres idosas com diagnóstico de OA bilateral de joelhos e 40 assintomáticas. O recrutamento ocorreu a partir de grupos de convivência ou listas de espera para tratamento fisioterápico nos ambulatórios e nas Clínicas Escola de Belo Horizonte, MG, Brasil. Os grupos foram pareados pela idade. Os critérios de inclusão foram: ser sedentária segundo o critério do *Center for Disease Control/American College of Sports Medicine* (CDC/ACSM), que define como sedentário aquele indivíduo que não pratica atividade física moderada por 30 minutos, cinco ou mais vezes na semana, ou atividade rigorosa por pelo menos 20 minutos, três vezes por semana; não estar em tratamento fisioterápico para membros inferiores há pelo menos seis meses; não ter caído nos últimos seis meses; deambular sem dispositivo de auxílio à marcha e não ter sofrido trauma ou cirurgia nas articulações do tornozelo, joelho e quadril.

O critério específico de inclusão para o grupo OA foi ter diagnóstico de OA bilateral de joelhos baseado nos critérios clínicos e radiográficos do *American College of Rheumatology* (ACR), um método de classificação que oferece 91% de sensibilidade e 86% de especificidade. A classificação radiográfica foi realizada segundo Kellgren e Lawrence¹⁹. Foram incluídos apenas indivíduos com OA medial de joelho com grau de leve a moderado (graus 2 e 3). O diagnóstico e a classificação do grau da OA foram dados pelo mesmo examinador. O critério de inclusão específico do grupo controle foi não ter história de

dor prolongada ou outros sintomas condizentes com OA em qualquer articulação dos membros inferiores. Foram excluídas do estudo voluntárias que apresentaram outro tipo de doença nas articulações dos membros inferiores, doença neurológica concomitante ou OA em outra articulação além do joelho.

Instrumentação

Dados espaço-temporais e cinemáticos

Para os parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da marcha, foi usado o sistema de análise de movimento *Qualisys – ProReflex* MCU (QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Sweden) com 8 câmeras. Sincronizado ao sistema *Qualisys*, foram utilizadas duas plataformas de força (AMTI) embutidas na passarela, as quais forneceram os dados para determinação dos eventos do ciclo da marcha. Os dados foram captados pelo *software* de aquisição *Qualisys Track Manager 1.6.0.x-QTM* e, em seguida, transferidos para o *software Visual 3D* para processamento. A frequência de coleta foi de 120 Hz.

Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)

O WOMAC é um questionário específico para avaliação de indivíduos com OA de joelho²⁰. É composto por três domínios: dor; rigidez articular e função física. A condição é avaliada nas últimas 72 horas da aplicação do questionário. O escore da subescala dor, com cinco itens, foi calculado pela escala Likert de 5 pontos (0, 25, 50, 75, 100), com escores mais baixos indicando menor dor.

Procedimentos

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil (ETIC nº. 005/05), e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. As voluntárias foram submetidas a uma avaliação dos aspectos demográficos, seguida da coleta dos dados cinemáticos do membro inferior mais acometido, considerado aquele de maior queixa algica pelas participantes com OA, de acordo com a subescala de dor do WOMAC. No grupo controle, foi avaliado apenas o membro dominante, definido “como aquele com que a participante chutaria uma bola”.

As marcas refletoras foram colocadas sobre proeminências ósseas como o ponto mais alto das cristas ilíacas, trocânter maior bilateral, epicôndilos lateral e medial do fêmur, maléolos lateral e medial, calcâneo e cabeças do 1° e 5° metatarsos. Para o rastreamento da pelve, coxa e perna, foram usados clusters contendo marcas reflexivas afixadas de forma não colinear, posicionados entre as espinhas ilíacas posteriores na base do

sacro e nos terços distais da coxa e da perna. As voluntárias foram instruídas a caminharem descalças em uma velocidade auto-selecionada ao longo da passarela de 7 m de comprimento por 1 m de largura. Foram coletadas dez passadas de cada voluntária.

Redução dos dados

Os dados captados foram transferidos para o *software Visual 3D* para a construção do modelo biomecânico. Eles foram interpolados e filtrados usando o *low pass Butterworth* de quarta ordem, com a frequência de corte de 6 Hz, com o objetivo de diminuir os ruídos das marcas. Os dados da plataforma de força foram processados delimitando-se o contato inicial e a retirada do pé e o contato do mesmo pé na segunda plataforma, sendo o ciclo normalizado de 0 a 100%. A sequência dos ângulos de Cardan foi usada para a obtenção dos deslocamentos angulares do joelho²¹ e foram considerados positivos flexão e adução do joelho. Foram avaliadas as variáveis velocidade da marcha normalizada pela altura do indivíduo, comprimento da passada e deslocamento angular da articulação do joelho nos planos frontal e sagital.

Análise estatística

A média e o desvio-padrão do escore de dor do WOMAC foram usados para caracterizar a amostra e determinar o membro mais afetado. O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para testar a normalidade dos parâmetros antropométricos e espaço-temporais. Nos casos de normalidade, usou-se Análise de Variância e, nos casos em que a normalidade foi rejeitada, aplicou-se o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. De acordo com o número de comparações, a correção de Bonferroni foi realizada com nível de significância de 0,05.

A ACP foi realizada com as variáveis angulares da articulação do joelho nos planos sagital e frontal do ciclo da marcha. O objetivo da ACP é sumarizar as informações contidas nas 101 variáveis, correspondentes às 101 porcentagens do ciclo da marcha, em um número pequeno de componentes que explicam a maior variância dos dados por meio de combinações lineares feitas a partir dessas variáveis¹⁴. As combinações lineares são chamadas de componentes principais, não correlacionadas entre si e capazes de reter o máximo da informação contida nas p-variáveis originais¹². Essa análise resulta em coeficientes ou cargas vetoriais, que são os pesos dados a cada variável para cada um dos componentes. Por meio deles, são calculados os escores, que são resultantes da multiplicação das cargas vetoriais pelo valor das variáveis angulares de cada indivíduo durante o ciclo da marcha. Os coeficientes ou cargas vetoriais representam um aspecto específico das ondas

temporais que permitem a interpretação das componentes. Os escores representam a distância que a onda temporal de um indivíduo está em relação à média para uma dada componente principal; escores com valores altos representam uma onda mais próxima do máximo descrito pela componente e, com valores baixos, estão mais próximos do mínimo descrito pela mesma componente^{22,23}.

A interpretação dos resultados foi realizada graficamente por meio das cargas vetoriais e da comparação entre a média das curvas dos indivíduos que apresentassem os escores mais altos e mais baixos, como sugerido por Deluzio e Astephen²². Para a escolha do número de componentes, considerou-se que 90% da variabilidade dos dados deveria ser explicada²².

Em seguida, uma análise discriminante com o método *stepwise* foi realizada com os escores de cada indivíduo em cada uma das componentes com o objetivo de determinar aquelas que poderiam melhor discriminar os dois grupos em OA e assintomático. Uma vez que as componentes foram identificadas, os valores do coeficiente linear de Fisher para os escores das componentes selecionadas foram calculados e, em seguida, transformados em um intervalo de -1 a 1 para facilitar a interpretação. Quanto maior o valor, mais importante é a variável na discriminação de idosas com OA das assintomáticas. Todos os dados foram analisados com nível de significância de 0,05 e por meio dos softwares SPSS, versão 15 e Minitab, versão 16.

Resultados

A Tabela 1 reporta as características dos grupos OA e assintomático. Apenas o IMC foi significativamente diferente entre os grupos, uma vez que as participantes com OA eram 17% mais pesadas que as assintomáticas ($p < 0,05$) (Tabela 1). De acordo com a classificação de Kellgren e Lawrence¹⁹, 14 participantes apresentavam grau 2, OA leve, e 24, grau 3, OA moderada. Em relação ao questionário WOMAC, o grupo OA apresentou maior média no domínio dor, de 180,6 (DP=105,6), em relação ao grupo assintomático com média de dor 5 (DP=17,1).

Quanto às variáveis temporais e espaciais da marcha, o grupo com OA apresentou menor comprimento da passada, menor velocidade da marcha e gastou maior tempo nas fases de apoio e oscilação em relação ao grupo assintomático ($p < 0,05$) (Tabela 1).

Na análise dos componentes principais no plano frontal, foram necessários três componentes para explicar 91,3% da variabilidade total dos dados. A componente 1 (CP1) explicou 70,6%; a componente 2 (CP2), 12,3% e a componente 3 (CP3), 8,4%. A análise discriminante com método *stepwise* para determinar se os escores das três componentes poderiam prever a condição de ser ou não do grupo OA foi conduzida. O resultado

de Wilk's Lambda não foi significativo ($p > 0,05$), indicando que os escores das três componentes da angulação da articulação do joelho no plano frontal não poderiam diferenciar as condições de ser ou não do grupo OA; ou seja, os grupos não se diferenciam em relação ao deslocamento angular do joelho no plano frontal.

No plano sagital, três componentes explicaram 90,7% da variabilidade dos dados. A CP1 explicou 61,1%; a CP2, 18,8% e a CP3, 10,8%. A análise discriminante com método *stepwise*, conduzida nos escores das três componentes, mostrou que o resultado de Wilk's Lambda foi significativo ($p < 0,05$), indicando que apenas os escores dos CP2 e CP3 poderiam diferenciar os grupos em OA e assintomático, com 71,8% dos indivíduos (56/78) classificados corretamente pela função discriminante.

A Figura 1A mostra a média das curvas angulares dos grupos OA e assintomático no plano sagital. Observa-se que, entre as fases de apoio médio (30 e 50% do ciclo) e oscilação média (60 e 80% do ciclo) da marcha, o grupo OA apresenta menores valores angulares em relação ao grupo assintomático. A análise interpretativa das componentes (Figura 1B) mostra que a CP2 apresenta valores negativos na fase de apoio, mais acentuadamente em apoio terminal e pré-oscilação (45°-65°), e valores positivos a partir da fase de oscilação inicial até a média (70°-85°). Portanto, captura a diferença entre a angulação do joelho no final da fase de apoio até o início da oscilação. Quanto ao escore mais alto, representado por um indivíduo do grupo assintomático, e mais baixo da CP2, representado por um indivíduo do grupo OA, observa-se que o grupo OA apresenta perda de extensão de joelho na fase final de apoio e de flexão na fase de oscilação (Figura 1C).

A CP3 apresenta valores positivos na fase de oscilação e valores negativos na fase de apoio, portanto capta a amplitude do ângulo de flexão do joelho na marcha (Figura 1B). Na Figura 1D, observa-se que a diferença entre o escore mais alto (grupo assintomático) e mais baixo (grupo OA) da CP3 está

Tabela 1. Dados antropométricos e espaço-temporais da marcha dos grupos de participantes com e sem diagnóstico de OA no início do estudo (N=78).

Variável	Grupo Assintomático (N=40) Média (DP)	Grupo OA (N=38) Média (DP)	P-value
Idade	70,3 (7,7)	69,6 (8,1)	0,698 ^a
Altura (m)	1,5 (0,01)	1,5 (0,01)	0,134 ^a
IMC m/Kg ²	27,2 (0,8)	31,1 (0,9)	0,002 ^a
Comprimento da passada (m)	1,2 (0,1)	1,1 (0,1)	0,000 ^a
Velocidade (m/s)	1,1 (0,2)	0,9 (0,1)	0,000 ^b
Tempo de apoio (s)	0,7 (0,1)	0,7 (0,1)	0,000 ^b
Tempo de oscilação (s)	0,4 (0,03)	0,5 (0,04)	0,001 ^b

^aAnova (one way) significativo $p < 0,0125$; ^bTeste de Mann-Whitney significativo $p < 0,0017$.

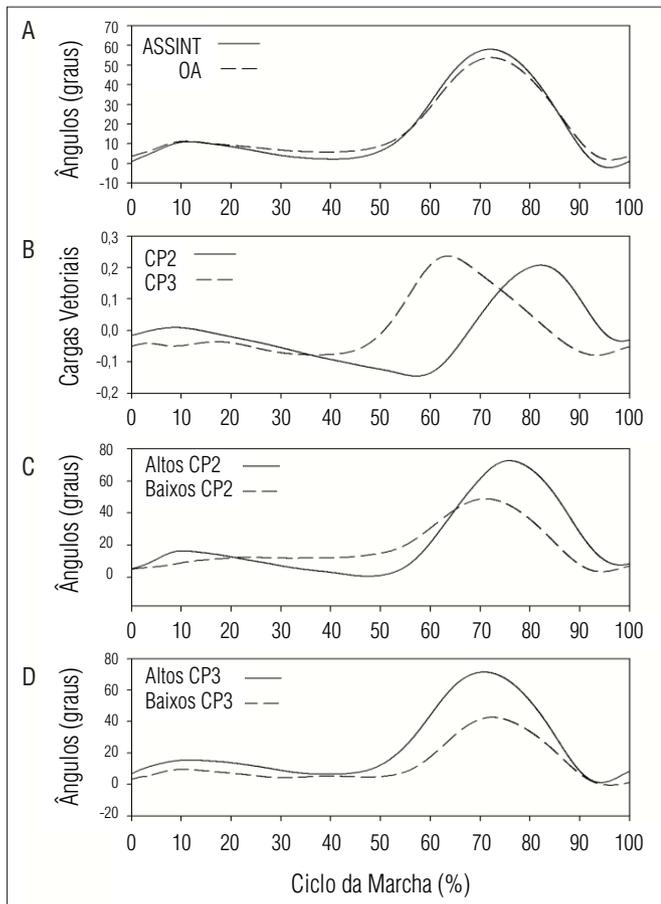


Figura 1. A) Média do ângulo de flexão do joelho no plano sagital entre os grupos OA e assintomáticos. B) Cargas vetorais das CP2 e CP3. C) Escore mais alto, representado por uma idosa assintomática, e mais baixo da CP2, representado por uma idosa com OA, em que se observa perda da extensão de joelho do grupo OA entre 35-55% do ciclo e de flexão na oscilação. D) Escore mais alto, representado por uma idosa assintomática, e mais baixo da CP3, representado por uma idosa com OA, mostrando a diferença na amplitude do ângulo de flexão do joelho em todo ciclo da marcha.

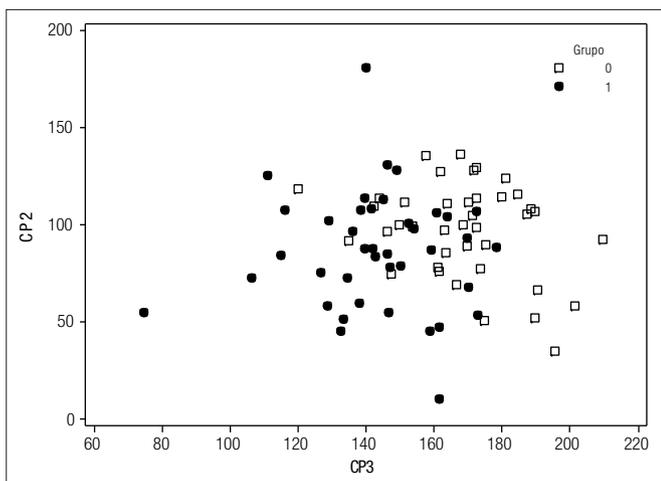


Figura 2. Gráfico de dispersão dos escores das CP2 e CP3, mostrando a separação dos grupos assintomáticos (Grupo 0, N=40) e OA (Grupo 1, N=38) na direção da CP3, que representa a perda de flexão de joelho no ciclo da marcha.

Tabela 2. Função discriminante normalizada dos escores da CP2 e CP3 do plano sagital.

Componentes	Função discriminante normalizada
CP2	0,257
CP3	*0,966

* CP3 com maior poder de discriminação entre grupos.

na amplitude do ângulo de flexão do joelho em todo ciclo da marcha. A média da amplitude de movimento da articulação do joelho no plano sagital em todo o ciclo da marcha do grupo assintomático foi de 55,8° e do grupo com OA foi de 51,9°.

Para determinar quais componentes significativas do plano sagital são mais importantes na função discriminante, os valores dos coeficientes lineares de Fisher das CP2 e CP3 foram obtidos por meio da análise discriminante e transformados para o intervalo [-1,1]. Como se mostra na Tabela 2, a CP3, que representa amplitude de flexão do joelho na marcha, tem um coeficiente de discriminação muito maior que a CP2, sendo, portanto, a variável que mais discrimina os dois grupos de participantes com OA leve ou moderada do grupo assintomático. A Figura 2 confirma esse achado; pois, no diagrama de dispersão, os escores dos grupos OA e assintomático se separam na direção da CP3, ou seja, a CP3 é a componente que mais separa os grupos em OA leve ou moderada das idosas assintomáticas.

Discussão

O presente estudo teve como objetivo comparar o deslocamento angular da articulação do joelho nos planos sagital e frontal durante a marcha de um grupo de idosas do sexo feminino com OA de joelho e um grupo de idosas assintomáticas por meio da ACP. A ACP é uma técnica estatística multivariada apropriada para a interpretação das variáveis do ciclo da marcha, pois reduz o volume de dados em um número menor, levando em consideração toda a informação contida no ciclo, eliminando as intercorrelações, mas retendo a maior parte das informações contidas nos dados originais^{17,24}. Outros métodos de redução de dados, que usam parâmetros pré-definidos como comparação entre picos e amplitudes, embora sejam técnicas simples, não incluem toda informação temporal do ciclo, além dos parâmetros estudados serem altamente correlacionados²⁵.

O modelo discriminante aplicado nos escores das CP2 e CP3 do plano sagital, classificou corretamente 71,8% das idosas, isto é, a perda de extensão do joelho na fase de apoio retratada pela CP2 e a amplitude de movimento de flexão do joelho no ciclo da marcha pela CP3 são informações de deslocamento angular importantes na detecção de idosas com e sem OA de joelho. Embora a CP2 tenha apresentado maior padrão de variação

entre os indivíduos, a contribuição da CP3 na análise discriminante foi maior, portanto o impacto da perda da amplitude de flexão de joelho no ciclo da marcha é mais importante nos estágios da OA leve ou moderada. Astephen et al.⁴ mostraram que a perda da amplitude de flexão de joelho na fase de apoio da marcha é progressiva, ou seja, aumenta à medida que o quadro degenerativo avança. Portanto, clinicamente o resultado deste estudo mostra que o tratamento fisioterápico de indivíduos com grau de leve a moderado de OA deve ser focado no ganho de amplitude de flexão de joelho, com o objetivo de tentar retardar o avanço da OA ou mesmo ser usado como um marcador clínico de comparação entre grupos.

A presença de dor no joelho ou mesmo fraqueza da musculatura anterior da coxa podem estar relacionadas com a diminuição de amplitude e flexão de joelho na marcha. De fato, o grupo OA, no presente estudo, apresentou escores de dor e função física maiores que o grupo assintomático. Maly, Costigan e Olney²⁶ mostraram que quanto menor a excursão de flexão/extensão de joelho na marcha, maior o escore de dor do indivíduo com OA. Embora uma relação de causa e efeito entre limitação de amplitude, fraqueza muscular e dor na OA ainda não esteja clara na literatura, o tratamento fisioterápico focado no reforço muscular pode melhorar a amplitude de movimento do joelho durante a marcha, além de favorecer o alívio da dor.

Outra variável importante é a diminuição da velocidade da marcha observada no grupo OA. Vários estudos já demonstraram o efeito da velocidade nos marcadores da marcha^{6,10,27}. A redução da velocidade diminui a aceleração do movimento e consequentemente o momento de força²⁸, sendo, portanto, uma estratégia que o indivíduo com OA usaria em resposta à dor para diminuir o estresse articular. Recentemente, Zeni e Higginson⁶ mostraram que mesmo quando a variável velocidade era controlada, a amplitude de flexão de joelho ainda era significativamente menor no grupo OA em relação ao assintomático. Os autores afirmam que a excursão do joelho no plano sagital da marcha está diretamente relacionada com a patologia.

Entretanto, recentemente, Robbins e Maly²⁹ observaram que ao diminuir a velocidade da marcha de indivíduos saudáveis, ocorreu diminuição do pico de sobrecarga no joelho, mas houve um aumento no impulso, ou seja, o joelho recebeu uma sobrecarga menor, mas por um tempo mais prolongado.

Baseados nesses achados, os autores questionam se diminuir a velocidade da marcha é uma estratégia interessante para indivíduos com OA²⁹. Embora no presente estudo a variável impulso não tenha sido investigada, os indivíduos do grupo OA permaneceram mais tempo na fase de apoio e oscilação que os do grupo assintomático. É possível que o efeito prolongado de uma sobrecarga menor seja próximo a um efeito curto de um estresse articular intenso, aumentando a dor. Para responder a essa pergunta, mais estudos são necessários para compreender outros fatores que possam contribuir para a diminuição da velocidade da marcha em indivíduos com OA de joelho.

O impacto dessas alterações na amplitude das demais articulações do membro inferior deve ser investigado. Limitação da amplitude de flexão na fase de apoio da marcha pode alterar a fase de absorção do choque e diminuir o avanço do membro à frente. O final da fase de apoio e início da oscilação afetariam principalmente a retirada do pé do chão³⁰. A perda da extensão de joelho na fase de apoio terminal, como apontada pela CP2, diminui a estabilidade do membro de apoio, aumentando o custo energético de toda a marcha³⁰. Como a amplitude de movimento do joelho é um fator discriminante importante, o conhecimento do efeito dessa perda nas demais articulações do membro inferior nos estágios iniciais da OA poderá aprimorar ainda mais os programas de reabilitação.

Embora o presente estudo tenha identificado alterações cinemáticas importantes decorrentes da OA, mais estudos são necessários para que se possa compreender causa e efeito dos fatores mecânicos da marcha na patologia, sendo necessários estudos com foco longitudinal para esse objetivo. Também seria importante estender esses achados ao grupo de participantes do sexo masculino, uma vez que o fator sexo muda a relação dos marcadores da marcha²³.

Concluindo, por meio da ACP, pode-se restringir o número de variáveis, tornando mais fácil o uso de técnicas estatísticas para identificar características da marcha, como a perda de amplitude de flexão de joelho, que diferencia idosas em estágios leve ou moderado de OA do joelho de idosas assintomáticas. Esse achado possibilitará ao fisioterapeuta desenvolver estratégias focadas na disfunção mecânica encontrada, melhorando o desempenho do indivíduo ou mesmo contribuindo para desacelerar a progressão da OA.

Referências

1. Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech.* 2001;34(7):907-15.
2. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Song J, Hurwitz D, Cahue S, et al. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis Rheum.* 2005;52(11):3515-9.
3. Senna ER, De Barros AL, Silva EO, Costa IF, Pereira LV, Ciconelli RM, et al. Prevalence of rheumatic diseases in Brazil: a study using the COPCORD approach. *J Rheumatol.* 2004;31(3):594-7.
4. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res.* 2008;26(3):332-41.

5. Wilson DR, McWalter EJ, Johnston JD. The measurement of joint mechanics and their role in osteoarthritis genesis and progression. *Rheum Dis Clin North Am*. 2008;34(3):605-22
6. Zeni JA Jr, Higginson JS. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(4):372-8.
7. Newell RS, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Detecting differences between asymptomatic and osteoarthritic gait is influenced by changing the knee adduction moment model. *Gait Posture*. 2008;27(3):485-92.
8. Messier SP, DeVita P, Cowan RE, Seay J, Young HC, Marsh AP. Do older adults with knee osteoarthritis place greater loads on the knee during gait? A preliminary study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(4):703-9.
9. Huang SC, Wei IP, Chien HL, Wang TM, Liu YH, Chen HL, et al. Effects of severity of degeneration on gait patterns in patients with medial knee osteoarthritis. *Med Eng Phys*. 2008;30(8):997-1003.
10. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *J Biomech*. 2007;40(8):1754-61.
11. Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, Stern D, Galante JO. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62(5):749-57.
12. Mingoti SA. Análise de dados através de métodos de estatística multivariada. 1ª ed. Belo Horizonte: UFMG; 2005.
13. Deluzio KJ, Wyss UP, Zee B, Sorbie CS. Principal component modeling of kinematic and kinetic gait measures: Assessment of unit-compartment patients. Ninth Biennial Conference; Vancouver: Canadian Society for Biomechanics; 1996.
14. Jolliffe IT. Principal component analysis. 2ª ed. New York: Springer; 2004.
15. Everitt BS, Dunn G. Applied multivariate data analysis. 2ª ed. London: Hodder Education; 2001.
16. Chau T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait Posture*. 2001;13(1):49-66.
17. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ, Hubley-Kozey CL. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *J Biomech*. 2008;41(4):868-76.
18. Astephen JL, Deluzio KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(2):209-17.
19. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*. 1957;16(4):494-502.
20. Fernandes MI. Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para Osteoartrose WOMAC (Western Ontário and McMaster Universities) para a língua portuguesa [dissertação]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo. Escola Paulista de Medicina; 2002.
21. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motion: application to the knee. *J Biomech Eng*. 1983;105(2):136-44.
22. Deluzio KJ, Astephen JL. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis: an application of principal component analysis. *Gait Posture*. 2007;25(1):86-93.
23. McKean KA, Landry SC, Hubley-Kozey CL, Dunbar MJ, Stanish WD, Deluzio KJ. Gender differences exist in osteoarthritic gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(4):400-9.
24. Meyers LS, Gamst G, Guarino AJ. Applied multivariate research. design and interpretation. 1ª ed. London: Sage Publications, Inc.; 2006.
25. Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys Ther*. 1994;74(9):872-85.
26. Maly MR, Costigan PA, Olney SJ. Mechanical factors relate to pain in knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23(6):796-805.
27. Bejek Z, Paróczai R, Illyés A, Kiss RM. The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006;14(7):612-22.
28. Mündermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum*. 2004;50(4):1172-8.
29. Robbins SM, Maly MR. The effect of gait speed on the knee adduction moment depends on waveform summary measures. *Gait Posture*. 2009;30(4):543-6.
30. Perry J, Burnfield JM. Gait analysis. Normal and pathological function. 2ª ed. Thorofare, NJ: Slack Incorporated; 2010.