



ConScientiae Saúde

ISSN: 1677-1028

conscientiaesaude@uninove.br

Universidade Nove de Julho

Brasil

Bedran de Magalhães, Claudio Marcos; Alves Resende, Renan; Cisalpino Pinheiro, Ana; Lopes da Silva, Maria Clarice; Noce Kirkwood, Renata

Confiabilidade de um método para avaliar as estratégias redutoras da sobrecarga sobre o joelho durante a marcha

ConScientiae Saúde, vol. 11, núm. 3, 2012, pp. 383-390

Universidade Nove de Julho

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=92923694003>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal

Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

# Confiabilidade de um método para avaliar as estratégias redutoras da sobrecarga sobre o joelho durante a marcha

*Reliability of a method to evaluate strategies that reduce knee joint overload during gait*

Claudio Marcos Bedran de Magalhães<sup>1</sup>; Renan Alves Resende<sup>2</sup>; Ana Cislupino Pinheiro<sup>3</sup>; Maria Clarice Lopes da Silva<sup>3</sup>; Renata Noce Kirkwood<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Fisioterapeuta, Mestre em Ciências da Reabilitação, – UFMG, Professor – UNIFEMM. Sete Lagoas, MG – Brasil.

<sup>2</sup>Fisioterapeuta, Doutorando em Ciências da Reabilitação – UFMG. Belo Horizonte, MG – Brasil.

<sup>3</sup>Fisioterapeutas – UFMG. Belo Horizonte, MG – Brasil.

<sup>4</sup>Professora Doutora Colaboradora do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação – UFMG. Belo Horizonte, MG – Brasil.

## Endereço para correspondência

Claudio Marcos Bedran de Magalhães  
R. Joaquim Nabuco, 25, apto. 301, Nova Suíça  
30460-040 – Belo Horizonte, MG – Brasil.  
claudiombm@yahoo.com.br

## Resumo

**Introdução:** Inclinação lateral do tronco, aumento do momento de força interno abdutor do quadril e do ângulo de rotação externa do pé são estratégias utilizadas durante a marcha que reduzem a sobrecarga do joelho. **Objetivo:** Verificar a confiabilidade teste-reteste dos procedimentos para avaliar as estratégias que reduzem a sobrecarga sobre o joelho. **Métodos:** A análise quantitativa da marcha de dez idosos foi obtida por meio do sistema Qualisys-ProReflex. O Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI) foi utilizado para a análise da confiabilidade. **Resultados:** O CCI dos valores máximo, mínimo e de amplitude de inclinação lateral do tronco, momento interno abdutor do quadril e ângulo de rotação externa do pé foram de 0,92, 0,65 e 0,94; 0,70, 0,65 e 0,77, e 0,77, 0,77 e 0,85, respectivamente. **Conclusão:** O método utilizado neste estudo demonstrou ter confiabilidade de moderada a boa e pode ser empregado em estudos futuros.

**Descritores:** Biomecânica; Cinética; Marcha; Reprodutibilidade dos testes.

## Abstract

**Introduction:** Sideways leaning of trunk lean, increased internal hip abduction moment and external rotation of the foot are strategies used to reduce knee joint overload. **Objective:** To evaluate the test-retest reliability of the procedures used to obtain the strategies that reduce knee joint overload. **Methods:** The quantitative gait analysis in ten healthy elderly was performed by Qualisys Pro-Reflex system. The Intraclass Correlation Coefficient (ICC) was calculated to reliability analysis. **Results:** The ICC for maximum, minimum and amplitude of lateral trunk lean, internal hip abduction moment and external rotation of the foot were 0.92, 0.65 e 0.94; 0.70, 0.65 e 0.77, and 0.77, 0.77 e 0.85, respectively. **Conclusions:** The method demonstrated moderate to good reliability and can be used in future studies.

**Key words:** Biomechanics; Gait; Kinetics; Reproducibility of results.

## Introdução

Alguns mecanismos da marcha identificados na análise tridimensional têm sido associados à diminuição da carga articular no joelho<sup>1,2,3</sup>. Especificamente, o aumento do ângulo de rotação externa do pé<sup>4,5,6</sup>, a inclinação lateral do tronco para o membro que está na fase de apoio<sup>7,8</sup> e o aumento do momento de força interno abductor do quadril<sup>2</sup> durante a marcha são estratégias que reduzem o momento de força externo adutor do joelho.

O momento de força é resultante das variáveis cinemáticas, da força de reação do solo (FRS) e das propriedades inerciais dos segmentos corporais<sup>9</sup>, sendo definido como o produto da força pela distância perpendicular dessa força ao centro de rotação da articulação<sup>2</sup>. Durante a fase de apoio da marcha, o vetor vertical da FRS no plano frontal passa medialmente ao centro de rotação do joelho, resultando no momento de força externo adutor. O momento de força externo adutor do joelho é uma medida válida<sup>9</sup> e confiável<sup>10</sup> que prediz carga no compartimento tibiofemoral medial do joelho. Portanto, um aumento do momento de força externo adutor do joelho significa aumento de carga no compartimento medial dessa articulação<sup>11-15</sup>. Assim, a redução do momento de força externo adutor do joelho é uma estratégia importante para pacientes portadores de doenças como a osteoartrite (OA) tibiofemoral medial do joelho. Miyazaki et al.<sup>16</sup> observaram que o aumento do momento de força externo adutor do joelho durante a marcha é um fator de risco para a progressão da OA tibiofemoral medial do joelho, no qual o aumento de 1% desse parâmetro cinético aumenta 6,46 vezes o risco da progressão da doença.

Durante a marcha, o vetor vertical da FRS tem ponto de aplicação no centro de pressão na planta do pé e segue em direção ao centro de massa do corpo<sup>8</sup>. O comprimento do braço de alavanca da FRS em relação ao centro de rotação da articulação do joelho no plano frontal é diretamente proporcional à magnitude do momento

de força externo adutor do joelho<sup>17</sup>. Portanto, estratégias cinemáticas ou cinéticas que reduzem esse braço de alavanca reduzem o momento de força externo adutor do joelho.

O aumento do ângulo de rotação externa do pé desloca lateralmente o centro de pressão durante a marcha, o que aproxima o vetor da FRS do eixo do joelho no plano frontal. Dessa forma, ocorre uma diminuição do comprimento do braço de alavanca da FRS em relação ao eixo da articulação do joelho no plano frontal, diminuindo o momento de força externo adutor do joelho<sup>4,5</sup>. Hunt et al.<sup>8</sup> demonstraram alta correlação entre aumento do ângulo de rotação externa do pé e redução do momento de força externo adutor do joelho em indivíduos com OA medial do joelho. Nesse mesmo estudo, a inclinação do tronco em direção ao membro que está na fase de apoio foi a variável que mais explicou a variância dos dados de momento de força externo adutor do joelho. Essa estratégia desloca lateralmente o centro de massa do corpo, e, conseqüentemente, diminui o braço de alavanca do vetor da FRS em relação ao centro de rotação da articulação do joelho no plano frontal<sup>3</sup>. Mündermann et al.<sup>18</sup> reportaram que 10% de aumento da inclinação lateral do tronco reduziu em média 65% o momento de força externo adutor do joelho em indivíduos saudáveis, o que reforça a forte relação existente entre essas duas variáveis.

Outra estratégia que reduz o momento de força externo adutor do joelho durante a marcha é o aumento do momento de força interno abductor do quadril<sup>2</sup>. Nesse contexto, diminuição do momento de força gerado pelos músculos abdutores do quadril do membro em apoio pode levar a uma queda da hemipelve do membro que está na fase de oscilação<sup>19</sup>. O resultado seria um deslocamento do centro de gravidade do corpo em direção ao membro que está na fase de oscilação, resultando em um aumento do braço de alavanca da FRS em relação ao centro de rotação da articulação do joelho no plano frontal, e conseqüentemente, aumento do momento de força

externo adutor do joelho do membro que está na fase de apoio<sup>2</sup>.

Para o estudo das estratégias redutoras do momento externo adutor do joelho durante a marcha e para a sua aplicação em estudo futuros é imprescindível que se obtenha a confiabilidade dessas medidas. Somado a isso, não foram encontrados estudos que investigaram a confiabilidade teste-reteste do valor máximo, mínimo e amplitude dessas medidas utilizando o método proposto neste trabalho. Portanto, o objetivo neste estudo foi avaliar a confiabilidade teste-reteste das medidas do ângulo de rotação externa do pé, inclinação lateral do tronco e momento de força interno abdutor do quadril durante a marcha em idosas assintomáticas. A hipótese é que a confiabilidade teste-reteste dessas medidas será de moderada a boa.

## Materiais e métodos

### Delineamento do estudo

Foi conduzido um estudo do tipo metodológico no Laboratório de Análise de Movimento da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

### Amostra

A amostra do tipo conveniência foi composta por idosas saudáveis. Os critérios de inclusão foram: (1) mulheres com idade igual ou superior a 65 anos; (2) não ter história de quedas nos últimos seis meses; (3) deambular sem dispositivos auxiliares; (4) não ter sofrido trauma ou intervenções cirúrgicas nas articulações dos membros inferiores; (5) não ter déficit cognitivo; (6) aceitar participar da pesquisa por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG: ETIC: 0599/08. Os critérios de exclusão foram ter dor nos membros inferiores e presença de alguma doença neurológica.

## Análise da marcha

As variáveis de desfecho do estudo foram momento interno abdutor do quadril, ângulo de rotação externa do pé e inclinação lateral do tronco durante o ciclo da marcha. Cada voluntária participou de duas coletas, com intervalo de tempo entre elas equivalente a sete dias. Esse procedimento foi necessário para permitir comparação entre os dados e calcular os Coeficientes de Correlação Intraclassa (CCI).

As variáveis de desfecho do estudo foram obtidas por meio do sistema de fotogrametria baseada em vídeo Qualisys – Pro-Reflex MCU (Qualisys Medical AB, 411 12, Gothenburg, Suécia). A coleta envolveu o uso de oito câmeras com frequência de coleta de 120 Hz. Sincronizado ao sistema Qualisys, duas plataformas de força AMTI® (*Advanced Mechanical Technology*, modelo OR6-6, Watertown, MA, USA) embutidas na passarela foram utilizadas para captar os dados da FRS necessários para a delimitação do ciclo da marcha e cálculo do momento de força. A calibração foi realizada de acordo com o manual do fabricante, e foram permitidos erros de desvio-padrão menores que 10 mm.

Para a construção do modelo biomecânico composto por tórax/abdômen, pelve, coxa, perna e pé, marcas reflexivas foram afixadas nas articulações acrômioclavicular direita e esquerda, ápice da crista ilíaca direita e esquerda, trocânter maior direito e esquerdo, epicôndilo lateral e medial do fêmur, maléolo lateral e medial, cabeça do primeiro e quinto metatarsos e tuberosidade do calcâneo. Para possibilitar o rastreamento dos segmentos durante a marcha, *clusters* foram fixados com faixa elástica em regiões específicas. No segmento tórax/abdômen, foram utilizados marcadores nas articulações esternoclaviculares direita e esquerda, no processo espinhoso da sétima vértebra cervical e entre o corpo e manúbrio do esterno; nos segmentos pelve, coxa e perna foram usados *clusters* semirrígidos compostos por quatro marcadores de rastreamento na pelve e três na coxa e perna; no segmento tornozelo/pé, três marcadores anatômicos foram utilizados também como marcadores de rastreamento: sobre

o maléolo lateral, sobre a cabeça do quinto metatarso e tuberosidade do calcâneo. Uma coleta estática foi conduzida para o registro da posição inicial e para orientação das marcas anatômicas e de rastreamento. A coleta estática foi realizada com o indivíduo descalço, o que possibilitou a utilização dos marcadores de definição e de rastreamento dos segmentos durante essa etapa.

Após a coleta estática, os marcadores de rastreamento foram retirados para que pudessem ser realizadas as coletas dinâmicas. Um avaliador previamente treinado foi responsável por retirar os marcadores iniciais dos participantes sem que houvesse movimento dos *clusters* e das marcas de rastreamento. Após a retirada das marcas de definição de segmento, um período de cinco minutos, para que a voluntária se adaptasse à passarela e aos marcadores, foi permitido e, na sequência, iniciaram-se as coletas dinâmicas nas quais um mínimo de cinco passadas em velocidade auto-selecionada foram coletadas em uma passarela de dez metros de comprimento. Durante a coleta dinâmica, as voluntárias começaram a deambular dois metros antes da primeira plataforma de força e terminaram dois metros depois da segunda plataforma de força. Esse procedimento foi realizado com o objetivo de descartar da coleta a fase inicial de aceleração da marcha, e a final de desaceleração.

## Reduções dos dados

Os dados cinemáticos e da FRS foram captados pelo *software* de aquisição Qualisys Track Manager 1.9.2. Nessa etapa, realizou-se a interpolação quando a trajetória dos marcadores foi perdida por no máximo dez quadros. Foram excluídas as passadas que apresentaram algum artefato, como má qualidade do sinal. Todos os dados coletados foram processados por um segundo examinador – sendo este cego em relação aos indivíduos e ao dia da coleta –, por meio de códigos associados a cada voluntário.

Em seguida, os dados foram exportados para o *software* Visual3D C-Motion, Inc para seu processamento. Foi feita a construção do modelo

biomecânico dos segmentos corporais e aplicação desse modelo nos arquivos dinâmicos. Os dados da plataforma de força foram processados e utilizados para a normalização do ciclo da marcha, de 0 a 100% (contato do pé ao próximo, contato do mesmo pé no solo).

Os ângulos articulares foram calculados usando-se a sequência de Cardan<sup>13</sup> e definidos a partir da orientação do sistema de coordenadas de um segmento corporal em relação ao sistema de coordenadas do segmento de referência. O ângulo do tronco foi computado usando como referência as coordenadas globais do laboratório. Valores positivos indicavam os ângulos de inclinação lateral do tronco em direção ao membro inferior que estava na fase de apoio. Para o ângulo do pé, foi construído um segmento do pé denominado segmento virtual, cujo objetivo é alinhar o pé com o segmento perna, de forma que os dois segmentos tivessem a mesma orientação na posição de referência com 0° de rotação. O ângulo de rotação externa do pé foi computado como o ângulo formado pela interseção da linha de progressão do trajeto do centro de pressão no pé durante o ciclo da marcha com o eixo vertical do laboratório. Valores positivos indicavam os ângulos de rotação externa do pé.

Para o cálculo do momento de força interno abdutor do quadril (Nm) foi aplicada a dinâmica inversa. Na dinâmica inversa, os segmentos são considerados corpos rígidos com articulações de dobradiça entre si<sup>2</sup>. Os dados cinemáticos (aceleração, velocidade e deslocamento), as FRSs e medidas antropométricas (massa do segmento corporal, centro de rotação articular, centro de massa do segmento e momento de inércia) são necessários para o cálculo da força<sup>20</sup>. O momento de força foi normalizado por meio do peso corporal. As trajetórias dos marcadores foram interpoladas e filtradas com um filtro *low pass* Butterworth, de quarta ordem, com a frequência de corte de 6 Hz.

## Análise estatística

Os dados antropométricos dos participantes foram descritos por meio de medidas de ten-

dência central e de dispersão com o objetivo de caracterização da amostra. As medidas de concordância foram expressas em termos de coeficientes de correlação, e a análise estatística dos dados foi feita utilizando-se o CCI. Calculou-se a confiabilidade teste-reteste para as variáveis de desfecho do estudo. A força ou magnitude da relação entre as medidas foi classificada como fraca ( $CCI < 0,4$ ), moderada ( $0,4 \leq CCI \leq 0,75$ ) e boa ( $CCI > 0,75$ )<sup>21</sup>. Todos os cálculos foram realizados usando o programa estatístico SPSS para Windows, versão 15.0, com nível de significância estabelecido de  $\alpha = 0,05$ .

## Resultados

Participaram do estudo dez idosas voluntárias, com média de idade de 72 anos ( $DP=4,52$ ), média de altura de 1,57 m ( $DP=0,05$ ), de massa e de índice de massa corporal de 58,8 kg ( $DP=4,32$ ) e 27,6 kg/m<sup>2</sup> ( $DP=8,96$ ), respectivamente (Tabela 1). As velocidades da marcha apresentadas pelas voluntárias foram similares entre as duas coletas, permitindo comparação adequada dos resultados sem influência da velocidade. A média e o desvio-padrão dos dados espaciais e temporais da marcha da primeira e da segunda coleta estão demonstrados na Tabela 1.

Pôde-se observar que as variáveis de desfecho do estudo apresentaram confiabilidade teste-reteste variando entre moderada e boa. Os valores de CCI, média e desvio-padrão do teste e reteste para cada variável de desfecho do estudo estão apresentados na Tabela 2. O CCI para a inclinação lateral do tronco do valor máximo, mínimo e amplitude foi 0,92, 0,65 e 0,94; para o momento de força interno abdutor do quadril, 0,70, 0,65 e 0,77; e ângulo de rotação externa do pé, 0,77, 0,77 e 0,85.

## Discussão

Neste estudo, objetivou-se avaliar a confiabilidade do tipo teste-reteste das medidas do

**Tabela 1:** Média e desvio-padrão (DP) dos dados antropométricos, temporais e espaciais da marcha das dez participantes

Variável	Média (DP)
Idade (anos)	72 (4,52)
Altura (m)	1,57 (0,05)
Massa corporal (kg)	58,8 (4,32)
Índice de massa corpora (kg / m <sup>2</sup> )	27,6 (8,96)
Velocidade da marcha (m/s) (1ª coleta)	1,119 (0,136)
Velocidade da marcha (m/s) (2ª coleta)	1,110 (0,158)
Tempo da fase de apoio (s) (1ª coleta)	0,648 (0,05)
Tempo da fase de apoio (s) (2ª coleta)	0,646 (0,05)
Tempo da fase de oscilação (s) (1º dia)	0,424 (0,03)
Tempo da fase de oscilação (s) (2º dia)	0,431 (0,02)

**Tabela 2:** Média e o desvio-padrão (DP) do teste e reteste do valor máximo, mínimo e amplitude das estratégias redutoras de carga no compartimento medial do joelho durante a marcha, com os seus respectivos Coeficientes de Correlação Intraclassa (CCI)

Estratégias	Média (DP)		CCI
	Teste	Reteste	
Inclinação do tronco			
Máximo	2,83° (1,6)	2,38° (2,1)	0,92
Mínimo	- 3,56° (1,0)	- 3,66° (1,4)	0,65
Amplitude	6,27° (1,8)	6,05° (1,9)	0,94
Momento interno abdutor do quadril			
Máximo	0,95 Nm/Kg (0,1)	0,92 Nm/Kg (0,2)	0,70
Mínimo	-0,11Nm/Kg (0,1)	-0,12Nm/Kg (0,1)	0,65
Amplitude	1,07 Nm/Kg (0,2)	1,04 Nm/Kg (0,2)	0,77
Ângulo de rotação externa do pé			
Máximo	9,98° (4,6)	10,24 (6,6)	0,77
Mínimo	- 1,61° (4,5)	- 1,89° (5,2)	0,77
Amplitude	11,59° (3,2)	12,13° (3,7)	0,85

ângulo de inclinação lateral do tronco, rotação externa do pé e momento de força interno abdutor do quadril durante a marcha em idosas saudáveis. As variáveis de desfecho deste estudo apresentaram confiabilidade de moderada a boa, o que demonstra que o método apresentado é confiável.

Embora seja importante a avaliação da confiabilidade dos métodos utilizados, uma apropriada análise de confiabilidade das me-



didadas de estratégias redutoras do momento externo adutor de joelho é encontrada em apenas alguns estudos<sup>1, 2, 8</sup>. Segundo Bland e Altman<sup>22</sup>, essa análise é recomendada especialmente nas ciências que avaliam o comportamento motor, uma vez que a maioria das avaliações envolve possíveis erros de mensuração relacionados à padronização dos procedimentos e às características do examinador. A boa consistência observada entre as medidas utilizando o modelo aqui apresentado implica que os possíveis erros inerentes aos seus procedimentos, como artefatos devido à movimentação da pele, são sistemáticos, o que contribui para a adequada quantificação e interpretação das variáveis de desfecho deste trabalho.

Os *clusters* de marcas rígidos utilizados possibilitaram melhor fixação sobre as estruturas ósseas definidas para o rastreamento dos segmentos do que marcas fixadas diretamente sobre a pele, fato que possivelmente minimizou erros relacionados à movimentação da pele. Além disso, a orientação dos *clusters* permitiu a adequada visualização das marcas durante todo o ciclo da marcha, reduzindo a necessidade de uso de filtros para interpolação das trajetórias dessas marcas, após o término da coleta de dados. Apesar de os *clusters* terem permanecido fixos sobre as estruturas ósseas durante toda a coleta dos dados, nenhuma voluntária avaliada relatou qualquer tipo de incômodo ou influência sobre a sua forma de andar em consequência desse método.

Alguns modelos para avaliação das estratégias redutoras do momento externo adutor do joelho foram apresentados previamente na literatura<sup>1, 8</sup>. Hunt et al.<sup>8</sup> investigaram a confiabilidade intraexaminador dos ângulos máximos de inclinação lateral do tronco e rotação externa do pé em indivíduos com diagnóstico de OA de joelho. Apesar de terem avaliado indivíduos com diagnóstico de OA de joelho, os resultados foram similares aos do estudo aqui apresentado, com valores do CCI de 0,91 e 0,69 para inclinação lateral do tronco e rotação externa do pé, respectivamente. O presente estudo demonstra

valores de CCI maiores, porém ambos os estudos sugerem uma confiabilidade de moderada a boa<sup>8</sup>. Somado a isso, Bechard et al.<sup>1</sup> reportaram achados similares ao deste estudo, em questão, ao analisar a confiabilidade teste-reteste das medidas de inclinação lateral do tronco e ângulo de rotação externa do pé durante marcha sobre o solo e caminhada sobre a esteira em indivíduos saudáveis.

As variáveis de desfecho deste estudo são consideradas estratégias utilizadas por indivíduos com OA medial do joelho para reduzir a carga sobre o compartimento medial do joelho<sup>2, 4, 5, 6, 8</sup>. Entretanto, optou-se por incluir apenas voluntárias saudáveis para retirar o efeito de variações de intensidade de sintomas, como dor e rigidez articular, sobre as variáveis de desfecho do estudo entre os dias de realização das coletas. Shrader et al.<sup>23</sup> demonstraram que indivíduos portadores de OA sintomática de joelho aumentam a velocidade da marcha e o momento de força interno abdutor do quadril quando são submetidos à infiltração intra-articular de analgésico e anti-inflamatórios. Portanto, variações de intensidade de dor podem alterar parâmetros cinemáticos e cinéticos durante a marcha. Apesar de a amostra neste estudo ter sido composta de idosas saudáveis, elas foram selecionadas considerando características associadas à maior prevalência de OA de joelho, como idade avançada, gênero feminino e IMC superior a 25<sup>24, 25</sup>, o que favorece a utilização do método proposto também para idosas com OA de joelho.

Especificamente em relação ao momento de força interno abdutor do quadril, apenas o estudo de Chang et al.<sup>2</sup> foi encontrado na literatura, no qual foi verificada a confiabilidade teste-reteste dessa medida, demonstrando um CCI de 0,83. Entretanto, não foi especificado se os indivíduos avaliados eram assintomáticos ou sintomáticos e se o valor de CCI encontrado se referia ao valor máximo, mínimo ou de amplitude do momento de força interno abdutor do quadril.

Os estudos revisados analisaram a confiabilidade teste-reteste apenas do valor máximo do deslocamento angular de inclinação lateral

do tronco e rotação externa do pé<sup>1,8</sup>. Entretanto, a amplitude total durante o movimento é importante em estudos de análise de movimento, pois reflete a mobilidade total da articulação específica. Clinicamente, a medida da amplitude total de movimento é um parâmetro importante para o fisioterapeuta determinar os objetivos do tratamento no desenvolvimento de estratégias focadas nas disfunções mecânicas, melhorando o desempenho funcional dos indivíduos ou mesmo contribuindo para desacelerar a progressão de doenças, como a OA medial do joelho.

## Conclusão

Este foi o primeiro estudo em que se avaliou a confiabilidade teste-reteste das medidas do valor máximo, mínimo e de amplitude do deslocamento angular e do momento de força que são consideradas estratégias que reduzem a carga no compartimento tibiofemoral medial do joelho. Baseado nos resultados deste estudo, conclui-se que o método utilizado para a análise das medidas de inclinação lateral do tronco, ângulo de rotação externa do pé e momento de força interno abdutor do quadril é confiável, quando usado em uma amostra composta por idosos saudáveis, fornecendo assim uma base sólida para a avaliação objetiva das estratégias redutoras do momento externo adutor do joelho durante a marcha.

## Referências

1. Bechard DJ, Birmingham TB, Zecevic AA, Jenkyn TR. Time-varying behavior, test-retest reliability and concurrent validity of lateral trunk lean and toe-out angles during prolonged treadmill walking. *Gait Posture*. 2011;34:81-5.
2. Chang, A, Hayes K, Dunlop D, Song J, Hurwitz D, Cahue S, Sharma L. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis Rheum*. 2005;52(11):3515-9.
3. Mündermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum*. 2005;52(9):2835-44.
4. Chang, A, Hurwitz D, Dunlop D, Song J, Cahue S, Hayes K, Sharma L. The relationship between toe-out angle during gait and progression of medial tibiofemoral osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 2007;66:1271-5.
5. Rutherford DJ, Hubley-Kozey CL, Deluzio KJ, Stanish, WD, Dumas M. Foot progression angle and the knee adduction moment: a cross-sectional investigation in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2008;16(8):883-9.
6. Lynn AK, Costigan PA. Effect of foot rotation on knee kinetics and hamstring activation in older adults with and without signs of knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2008;23:779-86.
7. Tanaka K, Miyashita K, Urabe Y, Ijiri T, Takemoto Y, Ishii Y, Ochi M. Characteristics of trunk lean motion during walking in patients with symptomatic knee osteoarthritis. *The Knee*. 2008;15:134-8.
8. Hunt MA, Birmingham TB, Bryant D, Jones I, Giffin JR, Jenkyn TR, Vandervoort AA. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2008 May;16(5):591-9. Epub 2008 Feb 21.
9. Zhao D, Banks SA, Mitchell KH, D'Lima DD, Colwell CW, Fregly BJ. Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *J Orthop Res*. 2007;6:789-97.
10. Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, Jenkyn TR, Giffin, RJ. Test-retest reliability of the peak knee adduction moment during walking in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2008;57(6):1012-7.
11. 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 the multidimensional analysis technique. *Clin Biomec*. 2005;20:209-17.
12. Thorp LE, Summer DR, Block JA, Moisio KC, Shott S, Wimmer MA. Knee joint loading differ in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2006;54(12):3842-9.



13. Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartil.* 2002;10:573-9.
14. Gök H, Ergin S, Yavuzer G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand.* 2002;73(6):647-52.
15. Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res.* 2002;20:101-7.
16. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 2002;61:617-22.
17. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech.* 2006;39:2213-20.
18. Mündermann A, Asay JL, Mündermann L, Andriacchi TP. Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *J Biomech.* 2008;41:165-70.
19. Perry J. *Gait Analysis. Normal and pathological function.* Thorofare, NJ: Slack Incorporated; 1992.
20. Andriacchi TP, Mikosz RP. Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications. In: Mow VC, Hayes WC. *Basic orthopaedics biomechanics.* New York: Raven Press; 1991. p. 51-92.
21. Portney LG, Watkins M. *Foundations of clinical research. Applications to practice.* 3ª ed. New Jersey: Prentice Hall, 2008. 912 p.
22. Bland JM, Altman DG. Measurement error and correlation coefficients. *BMJ.* 1996;313(7048):41-2.
23. Shrader MW, Draganich LF, Pottenger LA, Piotrowski GA. Effects of knee pain relief in osteoarthritis on gait and stair-stepping. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;4(421):188-93.
24. Lawrence RC, Helmick CG, Arnett FC, Deyo RA, Felson DT, Giannini EH et al. Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. *Arthritis Rheum.* 1998;34(5):778-99.
25. Oliveira SA, Felson DT, Reed JI, Cirillo P, Walker AM. Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization. *Arthritis Rheum.* 1995;38(8):1134-41.