

MODIFICAÇÕES BIOMECÂNICAS NA MARCHA DE INDIVÍDUOS COM OSTEOARTRITE MEDIAL DO JOELHO

BIOMECHANICAL CHANGES IN GAIT OF SUBJECTS WITH MEDIAL KNEE OSTEOARTHRITIS

Hésojy Gley Pereira Vital da Silva, Alberto Cliquet Junior, Alessandro Rozim Zorzi, João Batista de Miranda

RESUMO

Objetivo: Demonstrar a presença e magnitude de determinadas variáveis biomecânicas na marcha de pacientes com osteoartrite (OA) medial de joelho e suas relações com o carregamento deste. **Métodos:** Vinte e um indivíduos diagnosticados com OA do compartimento medial do joelho foram submetidos à avaliação da marcha e comparados com grupo controle. **Resultados:** O grupo com OA em relação ao grupo controle apresentou: menor velocidade da marcha ($0,8 \pm 0,1$ vs. $1,1 \pm 0,1$ m/s), maior pico precoce do momento adutor ($2,6 \pm 1,2$ vs. $0,3 \pm 1,4$ Nm/kg), maior pico tardio do momento adutor ($1,8 \pm 0,7$ vs. $0,9 \pm 0,2$ Nm/kg), maior pico do momento flexor ($1,6 \pm 0,9$ vs. $0,6 \pm 0,4$ Nm/kg), elevado pico de varo dinâmico ($11,5^\circ \pm 8,3$ vs. $3^\circ \pm 3,9$), maior pico de flexão ($15,6^\circ \pm 8$ vs. $9,3^\circ \pm 4,1$), com tendência ao flexo ($5,5^\circ \pm 8,5$) na fase de apoio, menor pico de flexão ($58,7^\circ \pm 13,3$ vs. $67,5^\circ \pm 4,8$) no balanço e elevados picos de rotação externa ($25,5^\circ \pm 12,7$ vs. $0,5^\circ \pm 12,4$). Os picos de ângulos e de momentos ocorreram nas mesmas fases da marcha nos dois grupos. **Conclusão:** Pacientes com OA do compartimento medial do joelho apresentam modificações na marcha com aumento rotação externa, redução da velocidade, aumento do momento flexor e flexão no apoio, insuficientes para uma redução considerável do carregamento. **Nível de Evidência III, Estudo caso-controle.**

Descritores: Joelho. Biomecânica. Marcha.

ABSTRACT

Objective: Demonstrate the presence and magnitude of biomechanical variables during gait in patients with medial knee osteoarthritis (OA) and the relationship with the knee loading. **Methods:** Gait of 21 subjects diagnosed with medial knee OA was evaluated and compared to the control group. **Results:** The group with OA showed: Lower gait speed (0.8 ± 0.1 vs. 1.1 ± 0.1 m/s), higher peak early (2.6 ± 1.2 vs. 0.3 ± 1.4 Nm/Kg) and late peak of the adduction moment (1.8 ± 0.7 vs. 0.9 ± 0.2 Nm/Kg), higher peak flexor moment (1.6 ± 0.9 vs. 0.6 ± 0.4 Nm/Kg), high dynamic peak varus (11.5 ± 8.3 vs. 3 ± 3.9), higher peak flexion (15.6 ± 8 vs. 9.3 ± 4.1), with a flexion tendency (5.5 ± 8.5) in the stance phase, smaller peak of flexion (58.7 ± 13.3 vs. 67.5 ± 4.8) in the balance phase and higher peaks of external rotation (25.5 ± 12.7 vs. 0.5 ± 22.4). **Conclusion:** Patients with medial knee OA show changes in gait with increased external rotation, speed reduction, increased flexor moment and flexion in the stance phase, insufficient for reduction of the load. **Level of Evidence III, Case Control Study.**

Keywords: Knee. Biomechanics. Gait.

Citação: Silva HGPV, Cliquet Junior A, Zorzi AR, Miranda JB. Modificações biomecânicas na marcha de indivíduos com osteoartrite medial do joelho. Acta Ortop Bras. [online]. 2012;20(3): 150-6. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

Citation: Silva HGPV, Cliquet Junior A, Zorzi AR, Miranda JB. Biomechanical changes in gait of subjects with medial knee osteoarthritis. Acta Ortop Bras. [online]. 2012;20(3): 150-6. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>

INTRODUÇÃO

O mau alinhamento é um dos principais fatores que pode comprometer a função do joelho e predispor a evolução à osteoartrite (OA).¹ Existem discordâncias quanto à ocorrência e a magnitude de determinadas modificações biomecânicas na marcha destes pacientes, e ainda, se tais mudanças estão relacionadas à evolução da OA ou a mudanças adaptativas.²

Nas avaliações biomecânicas do joelho durante a marcha, a variável mais estudada é o momento adutor externo. Este tem sido considerado como o principal preditor do carregamento do joelho,

especialmente, do carregamento do compartimento medial do joelho, com elevado grau de confiabilidade^{3,4} Diversas outras variáveis também são estudadas, como o momento flexor e extensor do joelho, o arco de movimento de flexo-extensão, rotação do membro inferior, as variáveis espaço-temporal, dentre outras, na busca de mudanças adaptativas e/ou evolutivas da doença⁵ O objetivo do presente estudo é demonstrar a presença e magnitude destas variáveis e suas modificações em pacientes, portadores de OA medial de joelho, observando ainda, as relações entre tais modificações e o carregamento do joelho na realização de seu padrão habitual de marcha.

Todos os autores declaram não haver nenhum potencial conflito de interesses referente a este artigo.

Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas (FM UNICAMP) - Campinas, SP, Brasil.

Trabalho realizado no Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas (FCM) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) - Campinas, SP, Brasil. Correspondência: Rua Alexander Fleming, 181. Cidade Universitária "Zeferino Vaz" s/n Departamento de Ortopedia e Traumatologia / F.C.M. / UNICAMP Campinas, SP, Brasil. CEP: 13083-970 E-mail: hesojy@hotmail.com

Artigo recebido em 09/11/2010, aprovado em 06/12/2010.

MATERIAL E MÉTODO

Sujeitos - Critérios de inclusão, exclusão e avaliação clínica

O estudo foi conduzido com dois grupos. Grupo A: composto por indivíduos portadores de OA do compartimento medial do joelho e Grupo B: Indivíduos normais, sem desalinhamento e qualquer sintoma ou sinal de patologia no joelho. Os dois grupos foram submetidos à análise de marcha, realizada em velocidade auto-selecionada. Os pacientes do Grupo A possuíam sintomas e sinais de sobrecarga do compartimento medial do joelho, associados à deformidade em varo em diversos graus. Foram incluídos, além de pacientes com varo primário, pacientes com lesão ligamentar única ou múltipla associada à deformidade em varo primária ou secundária a lesão ligamentar. O diagnóstico foi instituído com base em dados clínicos, radiográficos e artroscópicos. Os critérios de exclusão foram: artrose do quadril, presença de artrite inflamatória, idade superior a 60 anos, limitação de extensão do joelho maior que 15°, presença de flexão menor que 90° de flexão, deformidade em varo maior que 20°, doença sistêmica, OA grau IV-V segundo classificação radiológica de Ahlback, e presença de OA em compartimento lateral ou em compartimento femoropatelar, sintomática, moderada a grave.⁶⁻⁸

Foi aplicado o questionário completo do *Knee Society Score* (KSS) para avaliação sintomática clínica objetiva e avaliação funcional.⁹ Este questionário avalia de forma objetiva dor, amplitude de movimento, estabilidade, limitações de arco de movimento, alinhamento, limitação de distância da marcha, limitação para subir e descer escadas e uso de apoio para marcha.

Avaliação Radiográfica

Foram realizadas radiografias dos membros inferiores panorâmicas, com carga, dos membros inferiores para determinação do eixo mecânico e eixo anatômico do membro inferior. Outras radiografias, como ântero-posterior sem apoio, ântero-posterior com estresse, perfil com 30° de flexão do joelho, túnel, axial da patela e radiografia panorâmica ortostática dos membros inferiores, foram realizadas para avaliação de outras possíveis alterações que pudessem excluir o paciente do estudo.

Equipamentos e procedimentos

A análise biomecânica da marcha foi realizada no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas Unicamp. Foram utilizadas seis câmeras marca ProReflex MCU240, que emitem e captam luz infravermelha refletida, colocadas em pedestais a um metro e oitenta centímetros do solo e posicionadas com foco em direção a plataforma de força. Foram usados os *softwares Qualisys, Qtrac Capture e Qtrac View*, e a plataforma de força AMTI modelo OR6 – 7 – 1000 para captação dos dados cinemáticos e cinéticos. Marcadores reflexivos de luz infravermelha foram posicionados na pele utilizando-se o protocolo de posicionamento de marcadores desenvolvido na Universidade de Oxford e posteriormente aprimorado por Lundberg.¹⁰ O paciente era solicitado a deambular com o seu padrão de marcha natural, com velocidade auto-selecionada, por toda extensão da plataforma que possuía cinco metros de comprimento. Cada paciente era submetido a seis coletas de dados da marcha. As três melhores coletas eram analisadas e em seguidas, gerados gráficos indicativos das variáveis em estudo por meio do programa da empresa *Qualisys, o Qgait*. Os resultados obtidos foram normalizados de acordo com o peso e altura do paciente. Os gráficos foram analisados quanto ao formato do seu traçado e coletados os valores dos principais

picos ao longo de todo o ciclo da marcha, obtendo-se, por fim, as médias dos valores.

Os indivíduos do grupo A foram submetidos à artroscopia diagnóstica onde foram confirmadas as lesões ligamentares e do compartimento medial do joelho.

Análise dos dados

Comparou-se os dois grupos quanto aos parâmetros biomecânicos da marcha demonstrados na Tabela 1.

Tabela 1. Parâmetros biomecânicos da marcha avaliados.

	Cinemáticos		Cinéticos	
	Dados Temporo-Espaciais da Marcha			
Plano Coronal	Pico de Ângulo de Varo	PAVr	Pico Médio do Momento Adutor	PMMA
	Pico de Ângulo de Valgo	PAVg	Pico Momento Adutor Precoce	PMAP
Pico Momento Adutor Tardio			PMAT	
Plano Sagital	Pico de Ângulo de Extensão Fase de Apoio	PAEApo	Pico de Momento Extensor	PME
	Pico de Ângulo de Extensão Fase de Balanço	PAEBal		
	Pico de Ângulo de Flexão Fase de Apoio	PAFApo	Pico de Momento Flexor	PMF
	Pico de Ângulo de Flexão Fase de Balanço	PAFBal		
Plano Axial	Pico de Ângulo de Rotação Interna	PARI		
	Pico de Ângulo de Rotação Externa	PARE		
Localização	Localização na Marcha dos Picos de Ângulos		Localização na Marcha dos Picos de Momento	

Os dados espaço-temporais coletados foram: percentual da duração da fase apoio, comprimento da passada, cadência, velocidade e tempo de ciclo da marcha. Os ângulos de varo/valgo dinâmico do joelho e rotação interna/externa do tornozelo e pé (*toe in, toe out*). Foram obtidos avaliando-se os picos destes ângulos na fase de apoio. Os picos de flexão e extensão foram obtidos tanto na fase de balanço quanto na de apoio. Foi determinado em que momento da marcha ocorreram os picos angulares. Quanto aos dados cinéticos, estes foram avaliados quanto aos picos de momento adutor, extensor e flexor além da obtenção da fase da marcha em que ponto da marcha estes picos são verificados. A curva padrão que caracteriza o momento adutor é composta por dois picos, um pico precoce que ocorre na fase de contato inicial, e outro pico tardio que se apresenta na fase de apoio final próximo a propulsão. Também foi considerada a fase de marcha de ocorrência dos picos de momentos. Para determinação das fases da marcha, foram consideradas as seguintes denominações para as fases da marcha conforme demonstrado na Tabela 2.

Tabela 2. Divisão das fases da marcha.

Fase da Marcha	Período da Marcha	Sigla	Tempo de Ciclo
Fase de Apoio	Contato Inicial	CI	0 - 5 %
	Resposta à Carga	RC	5 - 16 %
	Apoio Médio	AM	16 - 30 %
	Apoio Terminal	AT	30 - 50 %
	Pré-Balanço	PB	50 - 64 %
Fase de Balanço	Balanço Inicial	BI	64 - 70%
	Balanço Médio	BM	70 - 80%
	Balanço Terminal	BT	80 - 100%

CI – Contato Inicial, RC – Resposta a Carga, AM – Apoio Médio, AT – Apoio Terminal, PB – Pré-Balanço, BI – Balanço Inicial, BM – Balanço Médio, BT – Balanço Terminal. (Fonte: Perry J. In: Gait Analysis- Normal and Pathological Function, USA: 1992.).

Análise estatística

Para análise estatística foi utilizado o programa SPSS 14, utilizando para comparação entre os grupos o teste Mann-Whitney com *p* valor de significância < 0,01.

RESULTADOS

A avaliação das características dos grupos está resumida na Tabela 3. Não houve diferença significativa entre os grupos na comparação destes dados. A Tabela 4 resume os resultados do KSS e KSS Funcional.

Tabela 3. Características dos Indivíduos.

	N		Idade (anos)	IMC (kg/m ²)	Masculino	Feminino
	Direito	Esquerdo				
Grupo A	10	11	46,0	26,2	20	1
Grupo B	8	8	37,2	25,5	15	1

Tabela 4. Resultados KSS.

	KSS > 60	KSS < 60	KSS Funcional			
			Excelente	Boa	Insatisfatório	Pobre
Grupo A	2	19	2	3	8	8
Grupo B	16	0	16	0	0	0

KSS – Knee Society Score

Quanto a lesões ligamentares associadas, 12 indivíduos tinham história progressiva de trauma associado a deformidades em varo e OA medial. Doze possuíam lesão do ligamento cruzado anterior (LCA), sendo quatro com lesão do LCA somada à lesão do ligamento cruzado posterior (LCP) e do canto-posterolateral (CPL). Um paciente possuía lesão do LCA somada à lesão do CPL. Durante a artroscopia foi possível verificar que todos os pacientes eram portadores da OA em compartimento medial, além disso, foram confirmadas as lesões ligamentares diagnosticadas anteriormente pela avaliação clínica.

FATORES ESPAÇO-TEMPORAIS

A Tabela 5 demonstra os resultados dos fatores espaço-temporais para os dois grupos.

Tabela 5. Comparação entre os grupos para fatores espaço-temporais.

	Fase de Apoio (% do ciclo)	Comprimento da Passada* (m)	Cadência* (passos/min.)	Velocidade* (m/s)	Tempo de Ciclo* (seg.)
Grupo A	64	1,1	87	0,8	1,4
Grupo B	62	1,3	99	1,1	1,2

**p*<0,01

Cinemáticos

A Figura 6 revela os valores de picos angulares. As Figuras 7, 8 e 9 demonstram a distribuição gráfica angular nos três planos espaciais ao longo do ciclo da marcha.

Localização dos Picos de Ângulos

Pode-se observar que tanto o grupo A quanto o grupo B apresentaram a localização dos picos de ângulos nas mesmas fases da marcha. O PAVr ocorreu na fase de apoio médio enquanto indivíduos do grupo A apresentaram leve tendência de sua ocorrência ao final na fase de apoio médio e início de apoio terminal (*p*=0,013). O PAVg ocorreu ao final do apoio terminal na retirada do

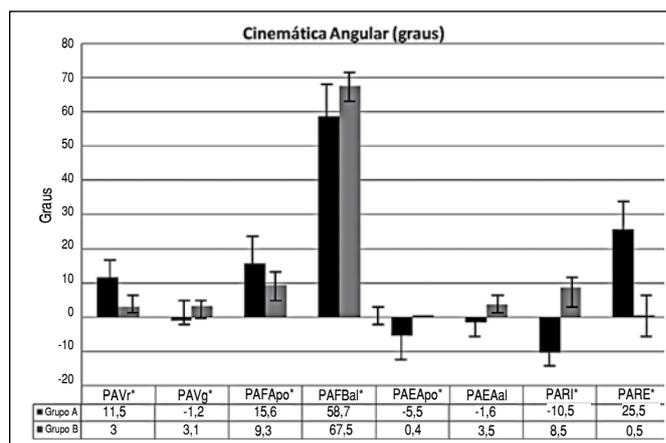


Figura 6. Picos de cinemática angular do joelho **p*<0,01.

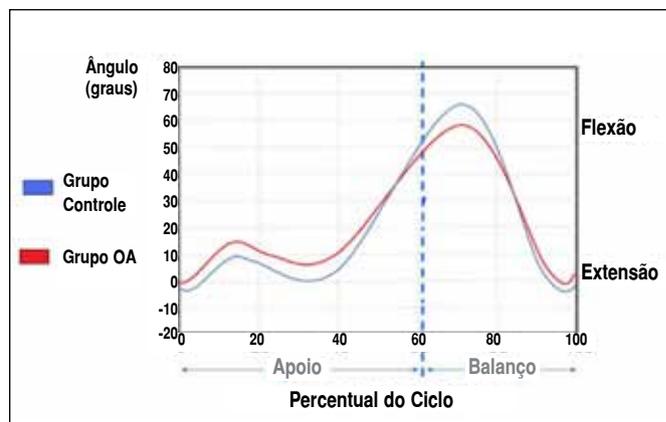


Figura 7. Variação angular do joelho no plano sagital.

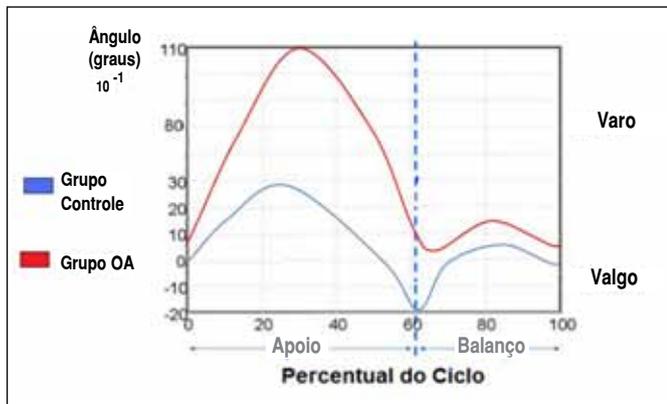


Figura 8. Variação angular do joelho no plano frontal.

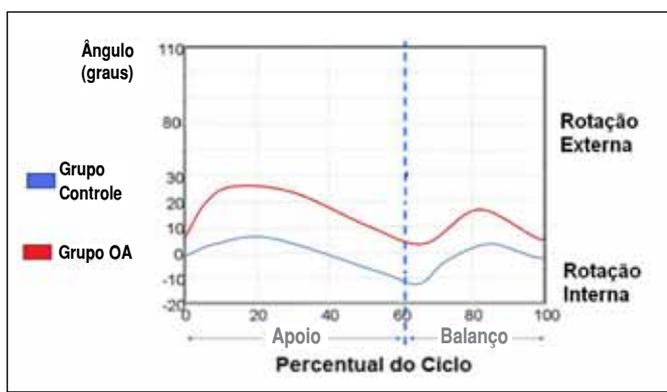


Figura 9. Variação angular do pé no plano axial.

pé (*toe off*). Na fase de apoio, os PAFapo e PAEapo ocorreram em suas localizações habituais, fase de resposta à carga e apoio médio respectivamente. Na fase de balanço, os PAFbal e PAEBal se apresentaram exatamente na mesma localização, balanço médio e balanço terminal respectivamente. (Figura 10)

CINÉTICOS

Picos dos Momentos do Joelho

A Figura 11 demonstra os picos dos momentos articulares nos três planos. As Figuras 12 e 13 revelam a distribuição gráfica dos momentos ao longo do ciclo da marcha

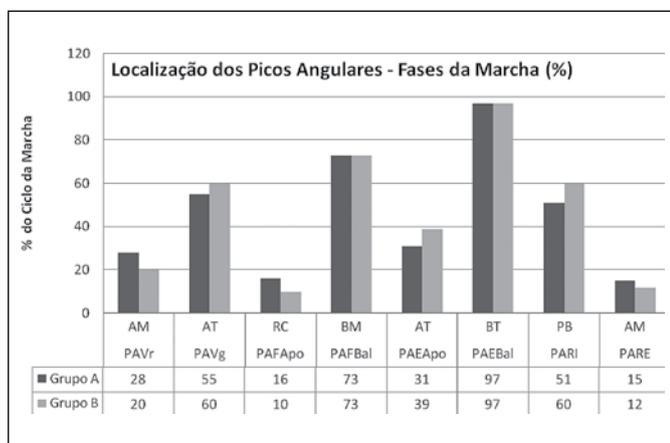


Figura 10. Localização na marcha dos picos angulares do joelho.

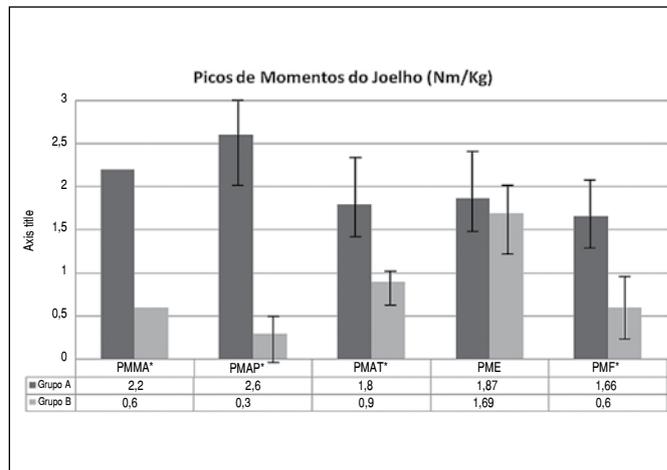


Figura 11. Picos de momentos do joelho. * $p < 0,01$.

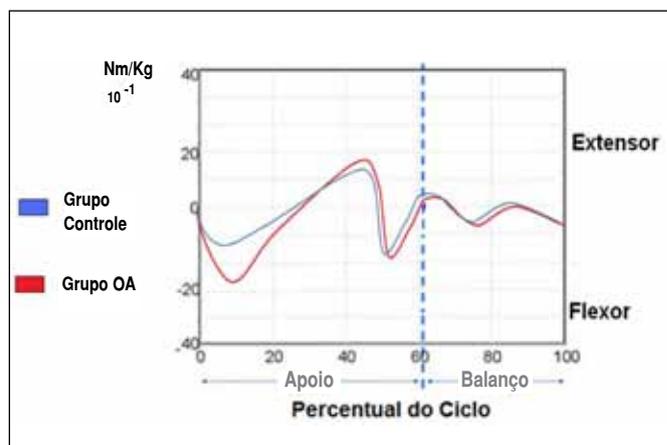


Figura 12. Momento articular do joelho plano sagital.

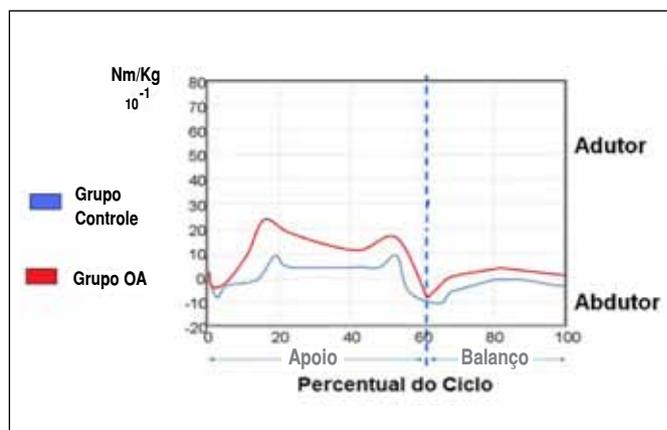


Figura 13. Momento articular do joelho plano frontal.

Os picos de momentos do joelho ocorrem em localizações semelhantes. No grupo A o PMAP ocorre na fase de resposta a carga enquanto que no grupo B o PMAP se apresentou no início do apoio médio. Considerando a sua variação pode se dizer que ambos ocorrem em mesma fase ($p=0,19$). O PMAT ocorreu ao final do médio apoio e início do pré-balanço em ambos os grupos, assim como ocorreu com o PME. O PMF ocorreu na fase de resposta a carga. (Figura 14)

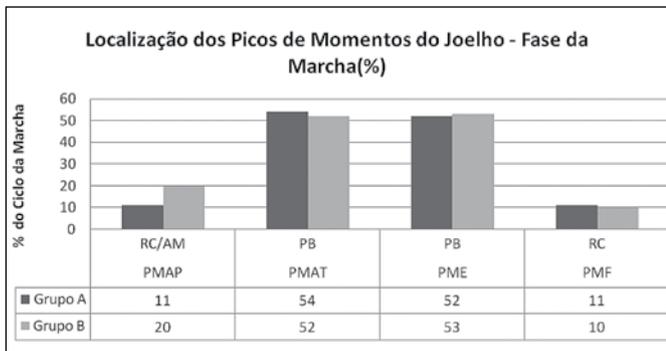


Figura 14. Localização na marcha dos picos de momentos do joelho.

DISCUSSÃO

Alguns estudos demonstram alterações de diversos fatores cinéticos e cinemáticos em indivíduos com OA e, dentre esses estudos, inclui-se pesquisas que revelam estas alterações em indivíduos com OA de compartimento medial do joelho.^{2,11} De acordo com Borjesson et. al.¹², as variáveis espaço-temporais da marcha são as que mais sofrem influência direta da gravidade da patologia ou do tratamento aplicado.

Além dos fatores espaço-temporais alterados, pacientes com diversos graus de OA adotam diferentes padrões de marcha para descarregar o joelho. Em grande parte dos estudos relacionados, quando são realizadas comparações de carregamento (momento adutor) entre indivíduos com OA de menor gravidade e grupos controle, o momento adutor apresenta-se elevado. Este padrão pode diferir em pacientes com OA moderada ou severa, que demonstram valores de carregamento similares ao grupo controle. Estes fenômenos podem ser explicados pela existência de alguns mecanismos adaptativos observados na marcha destes indivíduos.^{13,14}

Nos resultados espaço-temporais desta pesquisa, encontramos um discreto aumento da fase de apoio entre os grupos, porém sem diferença significativa ($p=0,131$). Os demais parâmetros se apresentaram modificados significativamente no grupo de pacientes com OA. A velocidade da marcha demonstrou maior redução no grupo com OA, cerca de 27% ($p<0,001$), enquanto que, o comprimento da passada se apresentou reduzido em torno de 15% ($p<0,001$). Este estudo foi produzido com indivíduos que possuem a patologia com menor gravidade radiológica, porém com sintomas importantes demonstrados pela baixa pontuação do KSS, sendo possível inferir que a variação dos valores espaço-temporais inicia-se em indivíduos com pouco acometimento radiológico, porém com sintomas funcionais importantes.

Permanece controverso se algumas dessas variáveis, principalmente a redução da velocidade, ocorrem devido a mecanismos adaptativos.² Diversos estudos divergem quanto à relação entre gravidade da OA e a velocidade da marcha. Para Kaufman et al.¹⁵ esta relação ocorre de modo que os pacientes com OA realizam estratégias para manter a velocidade da marcha e comprimento da passada, e que, pacientes com OA mais grave tendem a ter maior rigidez articular para evitar a atuação dos momentos articulares externos, independentes da velocidade da marcha. Kirtley et al.¹⁴ demonstraram que a redução da velocidade é parte de uma estratégia para redução dos momentos articulares e que, existe forte relação entre velocidade e momento no plano sagital, mais especificamente relacionado ao momento flexor. Mundermann et al.¹⁶ afirmaram que paciente com OA, mais efetivamente naqueles com patologia mais grave, reduzem a velocidade para redução do

momento adutor. Porém Ueda et al.¹⁷, ao avaliar indivíduos saudáveis estudados em cinco modalidades de velocidade afirmou que, a redução da velocidade da marcha não é suficiente para redução do momento adutor durante a marcha e que apenas o aumento da velocidade aumentou o momento adutor de forma significativa. Em estudos que realizaram correlação direta entre momentos articulares do joelho e velocidade, alguns resultados chamam a atenção. Uma correlação negativa foi encontrada entre o pico do momento adutor na fase de apoio terminal (pico terminal) e velocidade da marcha por Thorp et al.¹⁸ Além disso, a relação entre momento adutor e velocidade pode assumir relações diferentes dependendo da forma como se analisa a onda. Segundo Robbins e Maly¹⁹ a redução da velocidade esta relacionada à redução do pico do momento adutor em detrimento do aumento do impulso da onda (magnitude e duração), o que manteria a sobrecarga sobre a articulação por mais tempo. O mesmo estudo informa que o aumento da velocidade tem relação direta com o aumento do momento adutor corroborando com os resultados de Ueda.

No presente estudo, observamos que o grupo de pacientes com OA apresentou menor velocidade auto-selecionada em relação ao grupo controle, porém, com a manutenção da fase de apoio. Não havendo aumento da fase apoio, o tempo de incidência de carga no membro é o mesmo do grupo saudável. Isto significa que não há aumento do impulso das ondas de carregamento (momentos articulares), mesmo com a redução da velocidade, demonstrando que a redução da velocidade pode ser encarada como mecanismo adaptativo e ou evolutivo que modifica, de algumas formas, o carregamento no joelho.

Outro mecanismo adaptativo bastante discutido é a rotação externa como fator de redução do carregamento do plano frontal.^{13,14} Ueda et al.¹⁷ relacionaram velocidades diferentes e ângulos de rotação do pé. Indivíduos com marcha em rotação externa apresentaram altos primeiros picos de momento adutor e baixo segundo picos. Um ângulo de rotação externa do pé ideal para que se reduza o momento adutor de forma significativa seria acima de 12,4° que é mais o que o normal na maioria das pessoas.

Uma das explicações para a redução do momento adutor após a rotação externa é que além da mudança de plano frontal para o sagital, ocorreria a ativação dos ísquiotibiais laterais e relaxamento dos mediais. O inverso também ocorre com o movimento de rotação interna, aumentando o momento adutor.²⁰ Outra explicação encontrada para redução do pico de momento adutor foi dada por Jenkyn et al.²¹, ao demonstrarem que a rotação externa transfere o eixo de grande parte do carregamento do plano frontal para o plano sagital, caracterizado mecanicamente pela redução do momento adutor e simultâneo aumento do momento flexor.

O que observamos é que os pacientes com OA medial do joelho têm um padrão de marcha em rotação externa predominante, representada tanto por seus elevados picos de ângulos de rotação externa, como pela mudança dos seus picos de rotação interna para rotação externa, mantendo valores próximos à 10 graus, durante o pré-balanço.

Ao relacionarmos a redução da velocidade e aumento da rotação externa com os picos do momento adutor, para verificar suas relações com o carregamento, podemos verificar que ambos os picos do momento adutor permanecem elevados mesmo com tais possíveis adaptações presentes. O PMAT apresentou menores valores em relação ao PMAP e menor diferença em relação ao grupo controle. Ao que se demonstra, o PMAT se apresenta mais sensível aos fatores modificadores da biomecânica da marcha. Apesar da marcha em padrão de rotação externa e velocidade

reduzida os pacientes com OA do compartimento medial do joelho permanecem com o carregamento elevado.

No plano sagital, o grupo com OA apresentou elevado momento flexor em relação ao grupo controle ($p < 0,001$), o que caracteriza a mudança cinética de adaptação, com transferência de parte da carga do plano frontal para o plano sagital, assim como observado por Jenkyn et al.²¹ e referenciado anteriormente Kaufman et al.¹⁵ demonstraram que pacientes com OA exibem pequeno momento extensor do joelho e que a velocidade da marcha afeta mais os momentos no plano sagital. No presente estudo não foi encontrada diferença significativa quanto ao pico de momento extensor ($p = 0,74$) entre os grupos.

Uma limitação deste estudo reside no fato de termos alguns indivíduos do grupo testado com sobreposição de OA do compartimento medial do joelho e lesões ligamentares, o que poderia levar a interpretações equivocadas dos resultados.

Permanece controverso qual o papel exato de cada estrutura de partes moles responsável pela restrição à tendência de variação, e ao aumento do carregamento do compartimento medial provocados pela descarga de peso durante a marcha nestes pacientes. Ao revisarmos a literatura na busca da relação entre as partes moles do joelho e a sua capacidade de restringir a tendência a variação e as consequências do carregamento provocados pelo momento adutor externo, encontramos que o principal restritor dinâmico a esta tendência é o músculo quadríceps.²² Já o papel dos ligamentos é fornecer resistência ao momento adutor externo logo após o toque do calcanhar e durante o médio apoio da marcha, principalmente pelo complexo posterolateral e secundariamente pelo ligamento cruzado anterior.^{23,24}

Vimos ainda a necessidade de entender o comportamento biomecânico do joelho em indivíduos com a função ligamentar deficiente, porém sem portar outras anormalidades associadas para, em seguida, observar a repercussão biomecânica destas lesões nos indivíduos do grupo A, que possuíam lesões ligamentares associadas à OA.

Na revisão dos estudos de cinéticos, vimos que os indivíduos com ligamento cruzado anterior deficiente (LCAD) e ligamento cruzado posterior deficiente LCPD, porém sem AO e sem mau alinhamento, possuem redução do momento flexor em boa parte dos indivíduos estudados. Ela é interpretada como uma tentativa de se evitar o chamado "impedimento da ação do quadríceps" (quadríceps avoidance), fenômeno que aumenta a translação tibial, principalmente a translação anterior, o que aumenta a sensação de instabilidade.²³ Do ponto de vista cinemático, boa parte dos pacientes com o ligamento cruzado anterior deficiente (LCAD) sem OA e sem mau alinhamento apresenta arco de movimento de flexo-extensão normal, aumento da rotação externa durante parte do ciclo da marcha e podendo ter alinhamento em valgo do joelho durante a fase de apoio inicial. Estes fenômenos são demonstrados como possíveis mecanismos compensadores na tentativa de estabilizar a articulação.²⁵

Já indivíduos com deficiência com lesão de LCP isolada, com lassidão ligamentar clinicamente observada (LCPD), após a recuperação da fase aguda da lesão e restabelecimento ao padrão habitual de marcha, apresentam poucas modificações biomecânicas e neuromusculares na marcha.²⁶

Em nosso estudo encontramos a predominância de rotação externa em todos os pacientes do grupo com OA medial do joelho, tanto em indivíduos com lesão ligamentar como nos sem lesão ligamentar. O aumento da rotação externa parece se sobrepor e se potencializar

nos indivíduos com LCAD e OA do compartimento medial. Estudos mais aprofundados podem demonstrar esta relação.

Como visto anteriormente, indivíduos com lesão isolada do LCA sem OA ou mau alinhamento apresentam momentos do ciclo em valgo, diferentemente dos indivíduos do Grupo A com lesão do LCA, que apresentaram varo dinâmico durante todo o ciclo. Isto demonstra que a presença da sobrecarga e mau alinhamento estático do joelho têm maior influência no alinhamento dinâmico do que a lesão ligamentar. É provável que indivíduos com LCAD apresentem modificação do carregamento do joelho, podendo gerar sobrecarga no compartimento medial, ampliando o risco de desenvolver OA. Este risco se multiplica ao se adicionar com o risco provocado pelo mau alinhamento, formando, então, um ciclo vicioso.

Para valorizar mais ainda a importância dos estudos da influência de partes moles ao carregamento do joelho, no instante em que observarmos a mudança de plano espacial dos momentos articulares nos indivíduos estudados (do plano frontal para o plano sagital), fica evidenciada a importância da utilização do quadríceps, tanto na resistência a tendência a variação, bem como, no suporte ao aumento do momento flexor. Pode-se inferir que o aumento do momento flexor nos indivíduos deste estudo suplanta a redução do momento flexor encontrada nos indivíduos com LCAD e LCPD sem OA ou mau-alinhamento, como demonstrada na literatura.

Na avaliação da cinemática do joelho, seu principal plano de atuação, o plano sagital, indivíduos com OA, de uma forma geral, têm seus ângulos de flexão-extensão diminuídos.²⁷ Este padrão de marcha é considerado um padrão de maior rigidez, que pode representar uma tentativa atenuação do carregamento nos compartimentos do joelho, ou mesmo, uma consequência do processo fisiopatológico de todo o tecido que envolve a articulação, principalmente relacionado à retração do sistema capsular e sinovial. A redução da flexo-extensão ocorre de forma mais intensa em indivíduos com OA mais grave.²⁸

Neste estudo, notamos que no plano sagital ocorreu diferença entre os grupos quando avaliamos os picos dos ângulos flexo-extensão, porém, com algumas peculiaridades. Os indivíduos com OA apresentaram maior pico de flexão na fase de apoio em relação ao grupo controle ($p < 0,001$). O contrário aconteceu na fase de balanço, onde os indivíduos com OA tiveram picos menores de flexão em relação ao grupo controle ($p < 0,017$). Os indivíduos com OA, no apoio, mantiveram a tendência de se manter em flexo ($5,5^\circ$), mesmo no final do apoio médio, ao contrário dos pacientes do grupo controle, onde ocorreu discreta extensão ($0,4^\circ$, $p < 0,016$). Na fase de balanço, esta diferença se reduz, porém, nos indivíduos com OA a tendência a se manter em flexo, mesmo mais discreto (2°), se mantém ($p < 0,028$).

Este padrão, de menor variação dos valores de flexo-extensão representa o início do padrão de rigidez articular. Esta rigidez mostra sua tendência a se manter mais em flexão (flexo), caracterizado principalmente pelos maiores picos de flexão do grupo com OA na fase de apoio.

Esta tendência à rigidez e marcha em flexo pode também ser representada pela redução da velocidade da marcha e a mudança do eixo de carregamento do plano frontal para o plano sagital, caracterizado pelo maior pico de momento flexor, aumentando a tendência à flexão. Este padrão de início de rigidez também se apresentou nos picos de extensão no apoio e no balanço.

Já no plano frontal, a literatura demonstra que, tanto em indivíduos normais, e principalmente em portadores de OA medial do joelho

com alinhamento em varo, tentem a entrar em adução do joelho (varizar), porém, com intensidade cerca de 3 vezes maior para indivíduos com a patologia.²⁷ É exatamente o que observamos neste estudo, os picos de ângulo de varo dinâmico dos pacientes foram superiores ao controle ($p < 0,001$). Os pacientes com OA apresentaram uma variação quatro vezes maior em relação ao grupo teste, que apresentou discreto varo dinâmico. Isto reforça o preceito de que indivíduos com mau alinhamento em varo têm elevados graus de varo dinâmico relacionados a elevados valores de picos de momento adutor.

CONCLUSÃO

Os pacientes com OA do compartimento medial do joelho e mau alinhamento em varo do joelho estão sujeitos a elevada sobre-

carga e elevados ângulos de varo dinâmico no joelho. Nestes indivíduos, verifica-se um padrão de marcha em rotação externa com redução da velocidade como fatores adaptativos, porém, insuficientes para redução do carregamento a valores normais. O maior momento flexor apresentado demonstra outro mecanismo adaptativo, a transferência do carregamento do plano frontal para o plano sagital. Os indivíduos com OA medial do joelho têm menor variação da flexo-extensão o que caracteriza quadro de rigidez articular, com predominância de flexo. Os picos de ângulos e picos de momentos articulares do joelho ocorrem nas mesmas fases da marcha, tanto em indivíduos normais quanto nos portadores da patologia, significando que não existem mudanças grosseiras no padrão da marcha.

REFERÊNCIAS

1. Cooke TDV, Siu D, Fisher B. The use of standardized radiographs to identify the deformities associated with osteoarthritis. In: Noble J, Galasko CSB editors. Recent developments in orthopaedic surgery. Great Britain: Manchester University Press; 1987. p. 264-73
2. 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.
3. Shaw JA, Dungey DS, Arshat SS. Recurrent varus angulation after high tibial osteotomy: an anatomic analysis. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;(420):205-12.
4. Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, Jenkyn TR, Giffin JR. Test-retest reliability of the peak knee adduction moment during walking in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2007;57(6):1012-7.
5. Kean CO, Birmingham TB, Garland JS, Jenkyn TR, Ivanova TD, Jones IC, et al. Moments and muscle activity after high tibial osteotomy and anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(3):612-9.
6. Dowd GS, Somayaji HS, Uthukuri M. High tibial osteotomy for medial compartment osteoarthritis. *Knee*. 2006;13(2):87-92.
7. Ahlbäck S. Osteoarthrosis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*. 1968; 277(Suppl):7-72.
8. Keyes GW, Carr AJ, Miller RK, Goodfellow JW. The radiographic classification of medial gonarthrosis. Correlation with operation methods in 200 knees. *Acta Orthop Scand*. 1992;63(5):497-501.
9. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(248):13-4.
10. Lundberg A. On the use of bone and skin markers in kinematics research. *Human Mov Sci*. 1996;15:411-22.
11. Guccione AA, Felson DT, Anderson JJ, Anthony JM, Zhang Y, Wilson PW, et al. The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham Study. *Am J Public Health*. 1994;84(3):351-8.
12. Börjesson M, Weidenhielm L, Mattsson E, Olsson E. Gait and clinical measurements in patients with knee osteoarthritis after surgery: a prospective 5-year follow-up study. *Knee*. 2005;12(2):121-7.
13. 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.
14. Kirtley C, Whittle MW, Jefferson RJ. Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng*. 1985;7(4):282-8.
15. Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*. 2001;34(7):907-15.
16. 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.
17. Ueda S, Dyrby CO, Alexander EJ, Andriacchi TP. Gait style affects external knee adduction moment. Annual Meeting Location: Toledo, OH. Disponível em: URL: <http://www.asbweb.org/conferences/2003/pdfs/152.pdf> American Society of Biomechanics; 2003.
18. Thorp LE, Sumner DR, Block JA, Moio KC, Shott S, Wimmer MA. Knee joint loading differs in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2006;54(12):3842-9.
19. 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.
20. Lynn SK, Costigan PA. Effect of foot rotation on knee kinetics and hamstring activation in older adults with and without signs of knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23(6):779-86.
21. Jenkyn TR, Hunt MA, Jones IC, Giffin JR, Birmingham TB. Toe-out gait in patients with knee osteoarthritis partially transforms external knee adduction moment into flexion moment during early stance phase of gait: a tri-planar kinetic mechanism. *J Biomech*. 2008;41(2):276-83.
22. Lloyd DG, Buchanan TS. A model of load sharing between muscles and soft tissues at the human knee during static tasks. *J Biomech Eng*. 1996;118(3):367-76.
23. Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72(6):871-7.
24. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Med Sci Sports Exerc*. 2005;37(11):1948-56.
25. Zhang LQ, Shivi RG, Limbird TJ, Minorik JM. Six degrees-of-freedom kinematics of ACL deficient knees during locomotion-compensatory mechanism. *Gait Posture*. 2003;17(1):34-42.
26. Fontboté CA, Sell TC, Laudner KG, Haemmerle M, Allen CR, Margheritini F, et al. Neuromuscular and biomechanical adaptations of patients with isolated deficiency of the posterior cruciate ligament. *Am J Sports Med*. 2005;33(7):982-9.
27. Schmitt LC, Rudolph KS. Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2007;57(6):1018-26.
28. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ, Hubble-Kozey CL. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *J Biomech*. 2008;41(4):868-76.