

ANÁLISE BIOMECÂNICA DAS ARTICULAÇÕES DO QUADRIL E JOELHO DURANTE A MARCHA EM PARTICIPANTES IDOSOS

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF HIP AND KNEE JOINTS DURING GAIT IN ELDERLY SUBJECTS

RENATA NOCE KIRKWOOD¹, HENRIQUE DE ALENCAR GOMES², ROSANA FERREIRA SAMPAIO³, ELSIE CULHAM⁴, PATRICK COSTIGAN⁵

RESUMO

O objetivo desse estudo foi determinar a amplitude de movimento, o momento de força, a potência e o trabalho das articulações do quadril e joelho durante a marcha em um grupo de participantes entre 55 e 75 anos de idade. O andar é uma atividade diária comum e normalmente prescrita como exercício terapêutico na reabilitação de pessoas idosas. Dados cinemáticos e cinéticos das articulações do quadril e joelho foram obtidos usando o sistema *Optotrak*, associado a uma plataforma de força, raio-X padronizado para determinar com acurácia o centro de rotação das articulações do joelho e quadril e dados antropométricos. A articulação do quadril gerou mais trabalho que o joelho durante a marcha. O quadril gerou um total de 0,40J/kg, sendo que 22% ocorreram no plano frontal, 76% no sagital e 2% no plano transversal. A articulação do joelho gerou um trabalho total de 0,30J/kg durante a marcha, sendo 7% no plano frontal, 90% no sagital e 3% no transversal. O estudo biomecânico das articulações durante diferentes atividades leva a uma maior compreensão do papel de cada articulação durante o movimento, contribuindo assim para a elaboração de melhores programas físicos de reabilitação, prevenção e treinamento de performance.

Descritores: *Biomecânica, Marcha, Cinemática, Cinética, Idosos.*

Citação: Kirkwood RN, Gomes HA, Sampaio RF, Culham E, Costigan P. Análise biomecânica das articulações do quadril e joelho durante a marcha em participantes idosos. *Acta Ortop Bras.* [periódico na Internet]. 2007; 15(5):267-271. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

SUMMARY

The objective of this study was to quantify the range of motion, force momentum, power and the mechanical work performed by hip and knee joints during gait in a group of subjects aged between 55 and 75 years. As a common activity of daily life, walking is often prescribed as a therapeutic exercise in elderly adults' rehabilitation. Kinematic and kinetic analyses during gait were obtained from optical tracking, force plate, standardized x-ray imaging and anthropometric data. The total effort generated by the hip joint during gait was greater than the one of the knee joint. The hip joint generated a total effort of 0.40J/kg, with 22% on the frontal plane, 76% on sagittal plane, and 2% on transverse plane. The total effort generated at the knee joint during gait was 0,30J/kg, with 7% occurring on frontal plane, 90% on sagittal plane, and 3% on transverse plane. The biomechanical analysis of the joints during different activities would help clinicians to identify and understand important variables required for improving the performance and deficits of elderly individuals.

Keywords: *Biomechanics, Gait, Kinetics, Kinematics, Elderly*

Citation: Kirkwood RN, Gomes HA, Sampaio RF, Culham E, Costigan P. Biomechanical analysis of hip and knee joints during gait in elderly subjects. *Acta Ortop Bras.* [serial on the Internet]. 2007; 15(5):267-271. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

INTRODUÇÃO

O crescimento da população de idosos no Brasil é evidente. Estima-se que em 2025, o Brasil será o sexto país do mundo com o maior contingente de indivíduos idosos. O envelhecimento leva ao aumento de doenças crônicas que se não tratadas ou monitoradas adequadamente, podem deixar seqüelas permanentes, incapacitando o idoso e levando-o a perder sua autonomia e independência funcional⁽¹⁾. As alterações da marcha são problemas freqüentes à medida que envelhecemos⁽²⁾. Melhorar ou mesmo manter uma marcha funcional é uma tarefa desafiadora e de grande preocupação para os profissionais da área de saúde. Embora andar seja um movimento inconsciente e quase automático, é altamente complexo, pois exige a perfeita harmonia do corpo internamente contrapondo as forças externas que estão em constante ação sobre nossos segmentos⁽³⁾. Para a análise biomecânica são necessários a descrição e o cálculo das forças que produzem o movimento. A parte da mecânica que descreve os movimentos da marcha são os dados temporais, espaciais e cinemáticos. As

variáveis cinemáticas incluem aceleração, velocidade e deslocamento angular. O deslocamento angular descreve as amplitudes dos movimentos articulares durante a marcha⁽⁴⁾. O estudo das forças que agem em nosso corpo é denominado cinética⁽⁴⁾. As variáveis cinéticas incluem as forças de reação do solo, os momentos de força, potência e trabalho das articulações durante o movimento⁽⁵⁾. O momento de força caracteriza a somatória das forças dos músculos, tendões, ligamentos e ossos que estão agindo internamente para opor as forças externas que agem sobre o nosso corpo. Portanto, a magnitude do momento interno de força reflete a tendência que as forças musculares e passivas tendem a causar rotação de um segmento em relação ao seu centro de rotação⁽⁶⁾. A potência é o produto do momento de força vezes a velocidade angular, e é a única variável cinética que expressa função muscular quando o músculo está sob tensão, ou seja, se estão contraindo concêntricamente ou excêntricamente durante uma determinada função⁽⁶⁾. Para o cálculo do trabalho é necessário o produto da potência vezes o tempo decorrido. Se o trabalho é

Trabalho realizado Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Departamento de Fisioterapia, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil e Queen's University, Kingston, Ontario, Canadá.

Endereço para correspondência: Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional Departamento de Fisioterapia - Avenida Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário - Pampulha - Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil - CEP: 31270-901 - Email - renata.kirkwood@gmail.com

1. Doutora em Fisioterapia, Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais
2. Aluno de graduação do curso de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais
3. Doutora em Fisioterapia, Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais
4. Doutora em Fisioterapia, Escola de Fisioterapia e Reabilitação da Universidade de Queen's, Canadá.
5. Doutor em Educação Física, Escola de Educação Física da Universidade de Queen's, Canadá.

Trabalho recebido em 23/11/06 aprovado em 28/03/07

positivo significa que o músculo gerou energia para o sistema através de uma contração concêntrica. Caso seja negativo, o músculo absorveu energia do sistema através de contração excêntrica. Esse fluxo ou troca de energia é a quantidade de trabalho realizado por cada articulação durante uma determinada tarefa⁽⁴⁾.

O método mais comum para análise dos dados cinéticos é a dinâmica inversa que, através das equações de Newton, aplica as variáveis conhecidas como força de reação de solo, massa e centro de massa dos segmentos, momento de inércia e posições dos segmentos no diagrama de corpo livre⁽³⁾. Essa análise permite o cálculo da somatória dos momentos de força, da potência e do trabalho das articulações de distais para proximais, ou seja, do tornozelo para o joelho e quadril.

Diminuição da velocidade e tamanho de passo, nas amplitudes de movimento e nos momentos de força das articulações do quadril e joelho que ocorrem com o envelhecimento durante a marcha já foram descritas^(2,7). Entretanto, poucos trabalhos descrevem a potência e o trabalho das articulações do quadril e joelho durante a marcha, e principalmente, poucos estudos enfatizam a análise biomecânica nos três planos de movimento⁽⁶⁾. Portanto, o objetivo desse estudo foi descrever as características cinemáticas e cinéticas das articulações do quadril e joelho em um grupo de participantes saudáveis com idade entre 55 e 75 anos nos três planos de movimento. Os mecanismos biomecânicos envolvidos na marcha humana devem ser conhecidos para podermos entender as consequências das falhas ou ausências desses no envelhecimento, podendo assim tomar medidas terapêuticas mais eficazes, garantindo ao idoso uma qualidade de vida melhor.

MATERIAL E MÉTODO

Participantes

Dados de 30 participantes saudáveis, sem história de patologias ou alterações de marcha, com idade entre 55 e 75 anos de idade foram obtidos. Os critérios de inclusão eram indivíduos acima de 55 anos de idade, sem história de osteoartrite ou dores nos joelhos e quadris e que deambulavam sem auxílio mecânico. Os participantes eram membros da comunidade e foram recrutados através de anúncio em jornais locais.

Sistema de Medidas

O sistema *Queen's Gait Analysis in Three Dimensions* (QGAI – Queen's University, Kingston, Ontario, Canadá) foi usado para obter os dados cinemáticos e cinéticos e para o cálculo da potência e trabalho durante a marcha. A metodologia, a validade e a fidedignidade do sistema QGAI já foi publicada em detalhes⁽⁸⁾. Para a localização do centro de rotação do quadril e joelho, o raio-X *QUESTOR Precision Radiographs* (QPR-Queen's University, Kingston, Ontario, Canadá), cuja validade e fidedignidade já foram explicitadas, foi usado no presente estudo⁽⁹⁾.

Refletores infravermelhos foram colocados sobre as proeminências ósseas do trocânter maior, epicôndilo lateral do fêmur, cabeça da fíbula, e maléolo lateral. Dois projéteis, cada um com um refletor em sua ponta, foram colocados preso ao segmento coxa e perna através de uma banda elástica envolto com velcro. Três marcas por segmento são necessárias para traçar a orientação em três dimensões dos segmentos coxa e perna no espaço. Um conversor analógico/digital de 16 canais integrava o sistema *Optotrak* (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canadá), a plataforma de força (AMTI, Advanced Mechanical Technology, Inc.), o *footswitch* e dados antropométricos (massa dos segmentos, centro de massa e propriedades inerciais) para o cálculo do momento de força em Newton metros (Nm) durante a marcha.

Os momentos de força do quadril e joelho foram obtidos usando a dinâmica inversa⁽³⁾. Na dinâmica inversa, os segmentos são considerados corpos rígidos e as articulações tipo dobradiça. Em nosso modelo, o pé era considerado parte da perna, portanto nosso modelo era composto dos segmentos perna e coxa⁽⁸⁾. O momento de força era primeiro calculado no joelho e em seguida no quadril. Os sinais dos momentos de força foram decididos de acordo com a regra da mão direita, onde o polegar segue a direção

do eixo indicado no alto dos gráficos e a mão roda em torno do eixo. Por exemplo, no plano sagital, posicionando o polegar direito no eixo da articulação de lateral para medial (LM), os dedos rodam positivamente no sentido da flexão do joelho. Portanto, positivo é o momento de força externo que tende a fletir o joelho, que é balanceado por um momento interno extensor de magnitude igual e contrária necessária para equilibrar o sistema. Já no quadril o momento externo positivo tende a estender o quadril, portanto, seria necessário um momento interno flexor para balançar as forças externas.

A potência (watts) foi calculada como o produto do momento de força (Newtons-metros) e a velocidade angular (radianos/seg), e o trabalho (Joule) foi calculado através da integração da potência sobre o tempo⁽⁴⁾. As variáveis potência e trabalho foram normalizadas pelo peso do corpo, resultando em medidas de unidade W/kg e J/kg, respectivamente. O trabalho total de cada articulação durante o ciclo da marcha foi obtido através da soma dos valores absolutos do trabalho positivo e negativo realizados durante a marcha.

Para o cálculo dos ângulos foi usado o sistema de eixo flutuante descrito por Grood et al.⁽¹⁰⁾. Abdução, flexão e rotação interna foram consideradas ângulos positivos tanto para o quadril quanto para o joelho.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade de Queen's, Ontário, Canadá e todos os sujeitos assinaram uma folha de consentimento livre e esclarecido antes de participar do estudo. O participante era primeiro encaminhado para o serviço raio-X onde três marcas anatômicas (trocânter maior, epicôndilo lateral do fêmur e cabeça da fíbula) eram identificadas e marcadas com uma caneta de tinta lavável, e uma pequena esfera de chumbo colocada sobre essas proeminências usando fita adesiva. No laboratório de análise de movimento, os refletores foram colocados exatamente sobre as marcas feita à caneta previamente identificadas no raio-X, além das demais marcas descritas anteriormente. Os participantes deambulavam com um sapato bem confortável, e um *footswitch* para determinar contato e perda de contato do pé com o solo foi colocado debaixo da sola do sapato do calcanhar direito. Os participantes foram instruídos a andar normalmente sobre a passarela, mantendo sempre o braço direito sobre o peito para evitar a perda da marca sobre o trocânter maior. A passada de interesse começava com o pé direito tocando a plataforma de força e terminava quando o mesmo pé direito tocava o solo de novo.

Análise Estatística

Os dados temporais e antropométricos entre o grupo feminino e masculino foram comparados usando o teste t com nível de significância de $p > 0,05$. Os dados cinemáticos e cinéticos de todo o grupo foram comparados de forma descritiva com estudos similares encontrados na literatura.

RESULTADOS

Dados de 17 participantes masculinos e 13 participantes femininos foram analisados. A idade média do grupo feminino era de $63,8 \pm 6,3$ anos e do masculino $66,6 \pm 5,6$ anos ($p > 0,27$). A idade média dos 30 participantes era de $65,1 \pm 6,0$ anos (intervalo entre 55 e 75 anos). A velocidade média da passada do grupo feminino foi de $1,13 \pm 0,12$ m/seg e do masculino de $1,35 \pm 0,18$ m/seg ($p > 0,36$). A média total da velocidade dos 30 participantes foi de $1,17 \pm 0,18$ m/seg. As Figuras 1, 2 e 3 mostram a representação gráfica dos dados cinemáticos, cinéticos e de potência, respectivamente, e a Tabela 1 os picos de potência e a correspondência no ciclo da marcha. A barra vertical indica o ponto médio em porcentagem do ciclo da marcha (62%) em que ocorreu a retirada dos dedos do chão, ou seja, *toe-off*.

No plano frontal, a articulação do quadril inicia o ciclo em abdução diminuindo a amplitude de movimento (adm) logo após o choque de calcanhar, e retornando a abdução no final da fase de pré-oscilação, chegando à máxima de $10,4^\circ$ a 71% do ciclo. A adm do quadril no plano frontal foi de $11,1^\circ$. O momento interno de força do quadril é abductor para igualar as forças externas que tendem

a aduzir o quadril. Dois picos foram identificados, sendo o maior de 0,71Nm/kg ocorrendo a 47% do ciclo da marcha. O quadril apresenta quatro picos de potência, sendo que Q2F e Q4F foram os mais expressivos em magnitude atingindo 0,40 W/kg a 13% e 0,29W/kg a 54%, respectivamente.

A adm do joelho no plano frontal foi de 4,9°, com o maior pico de abdução ocorrendo a 83% do ciclo e atingindo 6,0°. Dois picos de momento de abdução interna estão presentes no joelho, com o máximo ocorrendo a 17% do ciclo, atingindo 0,38Nm/kg. A potência do joelho no plano frontal de 0 a 15% do ciclo (J1F) caracteriza um controle concêntrico dos abdutores (0,07W/kg a 11%), mudando para um controle excêntrico entre 15 e 30% no médio apoio (J2F -0,05W/kg a 21%) e entre 40 e 50% na fase de pré-oscilação (J3F -0,04 W/kg).

No plano sagital a adm do quadril foi de 38,9°. O máximo de extensão ocorreu na fase de pré-oscilação atingindo -16,2° a 53% e o máximo de flexão foi de 22,7° no choque de calcanhar. O momento interno extensor para balançar as forças externas flexoras atingiu -0,76Nm/kg a 6% do ciclo seguido de um pico de momento interno flexor a 51% que atingiu 0,64Nm/kg, uma vez que a tendência da força externa nessa fase é estender o quadril. O pico de potência Q1S do quadril corresponde aos extensores agindo concêntrica-mente da fase de choque de calcanhar à fase de apoio terminal. A partir dos 35% do ciclo os extensores do quadril começam a agir excêntrica-mente (Q2S), pois as forças externas passam a ser posterior ao quadril. A atividade concêntrica dos flexores preparando o quadril para a fase de oscilação atinge pico máximo de 0,62W/kg (Q3S) a 62% do ciclo (Figura 3 e Tabela 1).

No plano sagital, a articulação do joelho apresenta uma adm de 60,4°. O máximo de flexão ocorreu a 73% do ciclo atingindo 59,5° já na fase de oscilação média, e o máximo de extensão foi de -0,8° a 1% do ciclo. O maior pico de momento de força equilibra as forças externas que tendem a fletir o joelho, gerando um momento interno extensor de 0,20Nm/kg a 17% do ciclo. Dois picos negativos ocorrem a 3% e a 42% do ciclo da marcha, com magnitudes de -0,34Nm/kg e -0,35Nm/kg, respectivamente, correspondendo às forças externas de extensão sendo contrabalançadas pelas forças internas de flexão do joelho. A potência do joelho no plano sagital é marcada por vários picos, iniciando com J1S de 0 a 10% do ciclo, onde os flexores garantem um joelho fletido logo após choque de calcanhar para ajudar a absorção do impacto. Em seguida o controle passa a ser excêntrico dos extensores (J2S) seguido de um controle concêntrico (J3S) para garantir a segunda tranca do joelho em extensão. J4S são os flexores absorvendo energia e freando os extensores seguido de J5S, onde os flexores já estão

agindo concêntrica-mente para início da oscilação. O primeiro pico negativo, J6S, corresponde aos músculos extensores agindo excêntrica-mente controlando o excesso de flexão do joelho e, em seguida, os flexores também excêntrica-mente garantindo que o joelho tocará o chão em extensão (Tabela 1).

No plano transversal a adm total do quadril foi de 10,5° e do joelho de 12,9°, e os momentos de força internos predominantemente de rotação externa em ambas as articulações. A potência do quadril Q1T corresponde aos rotadores internos agindo concêntrica-mente entre choque de calcanhar e apoio médio, seguido de Q2T onde os músculos rotadores externos do quadril passam a agir excêntrica-mente desacelerando a rotação interna do quadril preparando o quadril para a fase de oscilação. No joelho, são os rotadores externos agindo concêntrica-mente na fase de apoio terminal para destrancar o joelho e permitir a flexão na fase de oscilação. Em seguida, ocorre J2T entre 50 e 60% do ciclo na fase de pré-oscilação agindo excêntrica-mente desacelerando os rotadores externos.

O trabalho total realizado pela articulação do quadril foi de 0,40 J/kg, onde 22% ocorreram no plano frontal, 76% no plano sagital e 2% no plano transversal. A articulação do joelho gerou trabalho total durante a marcha de 0,30 J/kg. A maior parte do trabalho, 90%, foi realizada no plano sagital, seguido de 7% no plano frontal e 3% no plano transversal (Tabela 1).

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi descrever as características da marcha de um grupo de participantes com idade entre 55 e 75 anos, para compreendermos as alterações biomecânicas que ocorrem com o envelhecimento. Embora o grupo tivesse mais participantes do sexo masculino, as diferenças antropométricas (idade) e temporais (velocidade da marcha) entre os sexos não foram significativas.

A diminuição na velocidade da marcha dos trinta participantes está de acordo com estudos que usaram participantes com idade média similar⁽²⁾. Essa diminuição leva a perdas nas amplitudes de movimento em todas as articulações, principalmente no plano sagital⁽¹¹⁾. Observa-se no presente estudo uma diminuição tanto da flexão de quadril ao choque de calcanhar como da extensão na fase de apoio terminal. Esses achados estão de acordo com estudos que fizeram comparações cinemáticas entre grupo de idosos e jovens durante a marcha^(11,12). De acordo com Kerrigan et al. ⁽¹¹⁾, a perda do pico de extensão em idosos permanece mesmo com o aumento da velocidade, e que uma das compensações do idoso é aumentar a inclinação pélvica anteriormente. A inclinação pélvica anterior diminui mais ainda a extensão do quadril e au-

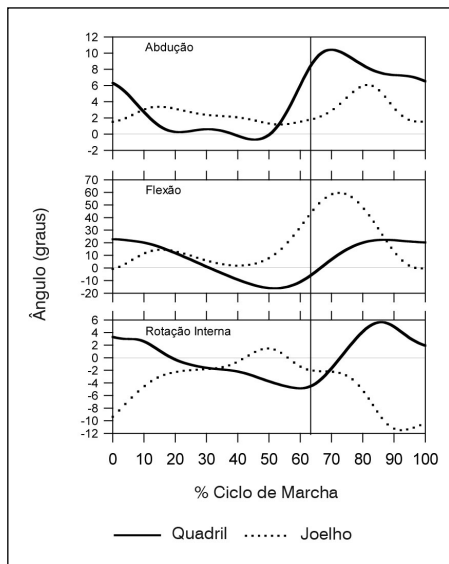


Figura 1- Deslocamento angular (graus) das articulações do quadril e joelho durante a marcha (N = 30). Linha vertical indica toe-off.

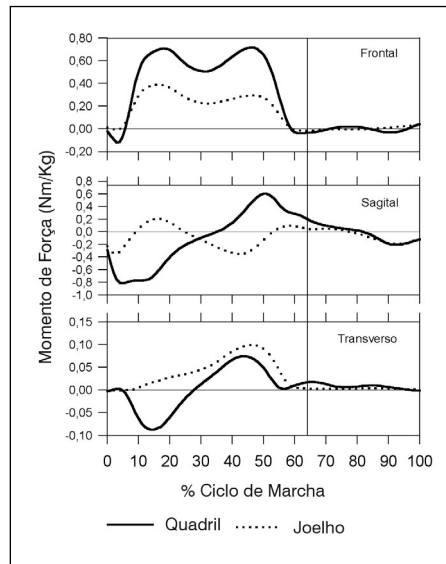


Figura 2 - Momento de força (Nm/kg) das articulações do quadril e joelho durante a marcha (N = 30). Linha vertical indica toe-off.

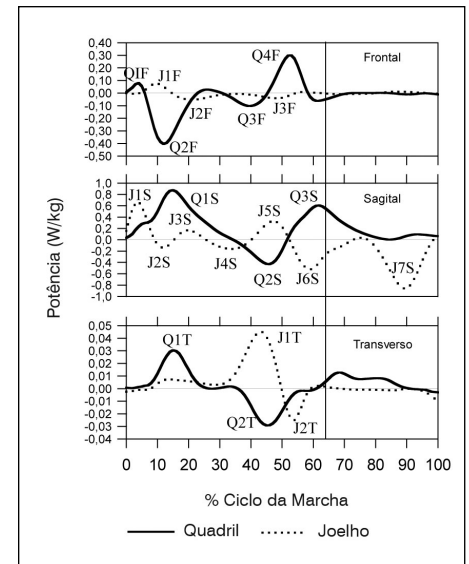


Figura 3 - Potência (W/kg) das articulações do quadril e joelho durante a marcha (N = 30). Linha vertical indica toe-off.

Articulação	Plano Frontal		Plano Sagital		Plano Transverso	
	Potência (W/kg)	%	Potência (W/kg)	%	Potência (W/kg)	%
Quadril	Q1F=+0,08	5	Q1S=+0,87	15	Q1T=+0,03	15
	Q2F=-0,40	13	Q2S=-0,43	46	Q2T=-0,03	45
	Q3F=-0,10	41	Q3S=+0,61	62		
	Q4F=+0,29	54				
Trabalho total %	21,6J/kg 22%		76,1J/kg 76%		2,3J/kg 2%	
Joelho	J1S=+0,07	11	J1S=+0,67	4	J1T=+0,05	43
	J2S=-0,05	21	J2S=-0,14	12	J2T=-0,03	54
	J3S=-0,04	50	J3S=+0,16	20		
			J4S=-0,16	34		
			J5S=+0,32	48		
		J6S=-0,53	59			
		J7S=-0,86	90			
Trabalho total %	6,6J/kg 7%		90,5J/kg 90%		2,9J/kg 3%	

Q: quadril; J: joelho
F: frontal; S: sagital; T: transverso

Tabela 1- Potência do quadril e joelho nos planos frontal, sagital e transverso com as respectivas % no ciclo da marcha (n = 30).

menta a flexão do tronco, o que ameaça a estabilidade e impede a progressão do corpo à frente⁽⁴⁾. Em relação à articulação do joelho no plano sagital, foi observada uma diminuição da flexão durante a oscilação, conseqüentemente levando a perda de adm total durante o ciclo da marcha. Estes achados estão de acordo com estudos descritos na literatura⁽¹³⁾.

Judge et al.⁽¹⁴⁾ mediram a adm do quadril no plano frontal e transverso de um grupo de idosos com idade média de 79 anos. Os achados mostraram picos de adução maiores, além de uma fase adutora mais prolongada no quadril durante o apoio. Em relação ao plano transverso, o quadril permaneceu todo o ciclo em rotação interna⁽¹⁴⁾, o oposto ocorrendo no presente estudo. As diferenças descritas podem estar relacionadas com a idade dos sujeitos, uma vez que a idade média dos participantes no presente estudo era menor comparada com o estudo de Judge et al.⁽¹⁴⁾. Outra diferença pode estar na determinação dos centros de rotações das articulações. Embora no presente estudo e no estudo de Judge et al.⁽¹⁴⁾ o mesmo tipo de sistema de coordenada fixa para definir a angulação das articulações foi usado, a determinação do centro de rotação foi diferente. No presente estudo foi usado o QPR⁽⁹⁾ que detecta com acurácia a posição do centro de rotação do quadril e do joelho. Já no estudo de Judge et al.⁽¹⁴⁾, marcas externas foram usadas como centro das rotações das articulações. Erros na determinação do centro de rotação podem levar a discrepâncias nas medidas angulares e no momento de força da articulação do quadril e do joelho^(15;16).

O momento de força das articulações do quadril e joelho obtidos no presente estudo gerou padrões de curvas similares com estudo descritos na literatura^(6;17). A magnitude do momento de força do quadril no plano frontal ressalta a importância dos abdutores na fase de apoio da marcha, através de um controle excêntrico (Q2F) equilibrando as forças externas mediais ao quadril, e um controle concêntrico (Q4F) suportando o peso da pelve oposta impedindo a queda excessiva do centro de gravidade. O trabalho total gerado no plano frontal pelo quadril foi relativamente expressivo (22%), reforçando a importância da análise no plano frontal, uma vez que pode nos dar informações valiosas em relação às condições musculares de pacientes com patologias do quadril.

O trabalho realizado pelo quadril no plano sagital foi maior (76%) comparado com os demais planos. O momento interno extensor logo no início da fase de apoio, gera energia devido à contração concêntrica dos extensores, seguido de uma excêntrica dos flexores freando a extensão do quadril para dar início à fase flexora de oscilação. Tanto a magnitude do momento de força quanto da potência do quadril no presente estudo são menores quando comparadas com as magnitudes apresentadas no estudo de ENG et al.⁽⁶⁾, que usaram em sua amostra participantes jovens.

O joelho apresenta um momento interno abductor que representa as forças passivas dos ligamentos e ativas dos músculos tensor da fâscia lata e da banda iliotibial, se opondo às forças externas adutoras que agem aduzindo o joelho na fase de apoio da marcha⁽⁶⁾. Ocorre primeiro um controle concêntrico seguido de dois pequenos picos de absorção de energia. Em relação aos dados de um grupo de jovens apresentados por Eng et al.⁽⁶⁾, apesar da similaridade no padrão da curva de momento de força entre os estudos, o grupo de jovens apresentou magnitudes mais expressivas. Em relação à análise de potência, o grupo de jovens no estudo de Eng et al.⁽⁶⁾ caracterizou-se por apenas dois picos, comparado com três picos no presente estudo. Além disso, o trabalho total nesse plano foi de 11% comparado com 7% no presente estudo. É possível que esse pico extra de absorção de energia gerado pelos idosos, seja uma estratégia para um maior controle das forças externas adutoras durante a fase de apoio da marcha. Ao mesmo tempo, acreditamos que a diminuição de trabalho da articulação do quadril está provavelmente relacionada à fraqueza dos músculos abdutores em participantes idosos.

Similarmente, o momento de força do joelho no plano sagital também apresentou magnitudes menores quando comparados visualmente com os resultados de outros estudos⁽⁶⁾. Entretanto, 90% do trabalho realizado pelo joelho durante a fase de apoio da marcha ocorreram no plano sagital, 5% a mais comparado com o estudo de Eng et al.⁽⁶⁾ que usaram uma amostra de jovens. O momento interno do joelho ao tocar o chão é de flexão, o que ajuda na absorção do choque, seguido de um momento interno extensor onde oscila contrações excêntricas e concêntricas, controlando a semi-flexão do joelho e prevenindo uma translação vertical excessiva do centro de gravidade⁽¹⁸⁾. O momento interno seguinte é flexor e ocorre devido ao aumento da atividade do músculo gastrocnêmio no tornozelo, agindo excêntrica (J4S) e restringindo a progressão da tibia à frente do pé. Com a elevação do tornozelo ocorre diminuição do momento interno flexor que passa a gerar energia contraindo concêntrica para a retirada do pé do chão. Quando inicia a fase de oscilação, apesar do momento de força interno extensor do joelho ser mínimo em magnitude, as potências geradas apresentam picos expressivos, provavelmente por causa da velocidade angular envolvida nessa fase do movimento (Tabela 1). O primeiro pico de potência (J6S) são os extensores excêntrica desacelerando a rotação da perna, minimizando a elevação do tornozelo e a flexão do quadril. Na oscilação terminal a ação reverte para os flexores (J7S) excêntrica garantir um joelho estendido no choque de calcanhar⁽¹⁹⁾.

O papel dos músculos flexores e extensores foi bem ressaltado por Sadeghi et al.⁽¹⁷⁾ num estudo comparativo entre um grupo de idosos e jovens durante a marcha. Os autores mostraram que a principal função dos músculos flexores/extensores do joelho em

participantes idosos era o controle do equilíbrio na fase de suporte simples, já no grupo de participantes jovens, era tanto o controle do equilíbrio quanto da propulsão.

No presente estudo, os resultados da análise cinética do joelho nos planos frontal e sagital, quando contrastadas de maneira observacional com os resultados obtidos nos estudos de Eng et al.⁽⁶⁾ e Sadeghi et al.⁽¹⁷⁾, mostram que as ações musculares em idosos durante a marcha são de ordem funcional diferente. Ou seja, o idoso tende a concentrar funções musculares com o objetivo de manter o equilíbrio já o grupo jovem tem um controle muscular maior podendo distribuir funções tanto para o equilíbrio quanto para a propulsão. No presente estudo parece que a estratégia usada pelos idosos foi diminuir o trabalho do joelho no plano frontal e aumentar no plano sagital, na tentativa de usar mais a musculatura flexora/extensora do joelho e manter o equilíbrio durante a marcha.

Embora a magnitude dos momentos de força, potência e trabalho no plano transversal sejam menos expressivos comparados com os demais planos de movimento, a análise não perde seu valor, uma vez que pode esclarecer algum aspecto patológico importante. Os dados do quadril estão de acordo com o estudo de Winter et al.⁽²⁰⁾, onde o momento interno inicial de rotação interna do quadril seguido de um momento interno de rotação externa funcionam como um mecanismo desacelerador e acelerador da pélvis, respectivamente. Já o momento de força interno no plano transversal do joelho no presente estudo se caracterizou por um momento de rotação externa durante toda a fase de apoio, o que difere do estudo de Eng et al.⁽⁶⁾, mas de acordo com os resultados de Allard et al.⁽²¹⁾, embora os grupos estudados eram jovens saudáveis. O momento de força do joelho no plano transversal são reações dos ligamentos do joelho limitando as rotações transversas do quadril e pelvis na fase de apoio da marcha^(6,20).

Alguns pontos importantes do presente estudo devem ser esclarecidos. Primeiramente, o *sistem* QGAIT considera o pé como parte do segmento perna, portanto a análise do tornozelo não foi realizada. De acordo com dados de Eng et al.⁽⁶⁾, o trabalho desenvolvido pelo tornozelo durante a marcha supera a articulação do joelho. Outro fator importante e limitante do presente estudo está relacionado com a análise da dinâmica inversa, que ignora a co-contracção de músculos antagonistas. Nesse caso tanto o momento de força como a potência e o trabalho são calculados com valores subestimados. De acordo com Andriacchi et al.⁽²²⁾, a co-contracção é necessária para balancear outros momentos de forças externos que estão sendo aplicados no segmento durante o movimento, gerando assim maior estabilidade articular.

CONCLUSÃO

O presente trabalho descreveu a cinemática e cinética das articulações do quadril e joelho em três dimensões durante a marcha em participantes entre 55 e 75 anos de idade. Embora nosso objetivo não fosse comparar com dados de participantes jovens citados na literatura, algumas diferenças como perda de amplitude de movimento do quadril e joelho e diminuição da magnitude no momento de força estão claras. Além disso, a análise de potência nos permite visualizar o papel de cada articulação durante a marcha. O quadril realiza maior trabalho no plano sagital seguido de um trabalho relativamente grande no plano frontal. Já a articulação do joelho praticamente só realiza trabalho no plano sagital. Em termos de valores absolutos, o quadril trabalha mais que o joelho durante a marcha. Seria interessante que estudos futuros realizassem análises biomecânicas de outras atividades para podermos compreender melhor o papel de cada articulação durante o movimento, e assim ter mais bases para elaborar programas de prevenção, reabilitação e mesmo de treinamento de performance.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ramos LR. [Determinant factors for healthy aging among senior citizens in a large city: the Epidoso Project in Sao Paulo]. *Cad Saude Pública* 2003; 19(3):793-798.
2. Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *J Am Geriatr Soc* 1997; 45(3):313-320.
3. Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture* 2002; 16(3):215-232.
4. Winter DA. Kinetics. In: University of Waterloo Press, editor. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991: 35-49.
5. Hurwitz DE, Andriacchi TP. Biomechanics of the hip and knee. In: Nordin M, Andersson GBJ, Pope MH, editors. *Musculoskeletal disorders in the workplace: Principles and practice*. Missouri: Mosby-Year Book, Inc., 1997: 487-496.
6. Eng JJ, Winter DA. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomechanics* 1995; 28(6):753-758.
7. Chamberlin ME, Fulwider BD, Sanders SL, Medeiros JM. Does fear of falling influence spatial and temporal gait parameters in elderly persons beyond changes associated with normal aging? *Journal of Gerontology* 2005; 60(9):1163-1167.
8. Costigan PA, Wyss UP, Deluzio KJ, Li J. Semiautomatic three-dimensional knee motion assessment system. *Medical & Biological Engineering & Computing* 1992; 30:343-350.
9. Siu DW, Cooke TDV, Broekhoven LD, Lam M, Fisher B, Saunders G et al. A standardized technique for lower limb radiography. Practice, application, and error analysis. *Invest Radiol* 1991; 26:71-77.
10. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motion: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering* 1983; 105:136-144.
11. Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, Riley PO. Reduced hip extension during walking: Healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82:26-30.
12. Judge JO, Öunpuu S, Davis RB. Effects of age on the biomechanics and physiology of gait. *Gait and Balance Disorders* 1996; 12(4):659-678.
13. Elble RJ, Thomas SS, Higgins C, Colliver J. Stride-dependent changes in gait of older people. *Journal of Neurophysiology* 1991; 238(1):1-5.
14. Judge JO, Davis III RB, Öunpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol Med Sci* 1996; 51A(6):M303-M312.
15. Kirkwood RN, Culham EG, Costigan P. Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: Effect on hip joint moments. *Clin Biomech* 1999; 14:227-235.
16. Kirkwood RN, Culham E, Costigan P. Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: Effect on hip joint angles. *Rev Bras Fisiot* 2004; 8(1):1-10.
17. Sadeghi H, Prince F, Zabjek KF, Sadeghi S, Labelle H. Knee flexors/extensors in gait of elderly and young able-bodied men (II). *Knee* 2002; 9(1):55-63.
18. Sutherland DH, Kaufman KR, Moitza JR. Kinematics of normal human walking. In: Rose J, Gamble JG, editors. *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1993: 23-44.
19. Sadeghi H, Allard P, Barbier F, Sadeghi S, Hinse S, Perrault R et al. Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied gait using principal components analysis (I). *The Knee* 2002; 9:47-53.
20. Winter DA, Eng JJ, Ishac MG. A review of kinetic parameters in human walking. In: Craik RL, Oatis CA, editors. *Gait Analysis. Theory and application*. St. Louis, Missouri: Mosby, 1995: 252-270.
21. Allard P, Lachance C, Aissaoui R, Duhaime M. Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait. *Hum Mov Science* 1996; 15:327-346.
22. Andriacchi TP, Mikosz RP. Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications. In: *Mov WC, Hayes WC, editors. Basic Orthopaedic Biomechanics*. New York: Raven Press, 1991: 51-92.