

# Interferência do Alinhamento na Performance Biomecânica do Joelho durante a Marcha em Pacientes com Osteoartrite\*

Luci Fuscaldi Teixeira\*\*  
Sandra Jean Olney\*\*\*

## RESUMO

Onze pacientes portadores de osteoartrite foram avaliados para investigar a interferência do alinhamento estático obtido através do Raio-X nas medidas cinéticas e cinemáticas da articulação do joelho durante a marcha. Um procedimento radiográfico preciso e padronizado (QPR) foi utilizado para medir o alinhamento estático do membro inferior, e um sistema óptico-eletrônico tridimensional foi utilizado para medir a performance biomecânica do joelho durante a marcha. Correlações entre as medidas angulares estáticas obtidas através do QPR com as medidas angulares dinâmicas e medidas de momentos articulares durante a marcha foram calculadas. Uma correlação significativa foi observada entre os parâmetros radiológicos, ângulos articulares e momentos de força na marcha, sugerindo que existe uma complexa intercalação entre o alinhamento estático, alinhamento dinâmico e medidas cinéticas dinâmicas. Esses achados sugerem que medidas de alinhamento estático associadas com medidas cinéticas e cinemáticas devem ser utilizadas em conjunto para melhor justificar as alterações biomecânicas na articulação do joelho em pacientes com osteoartrite.

## RELEVÂNCIA

Dados de alinhamento estático e de medidas dinâmicas obtidas durante a marcha em um grupo de pacientes portadores de osteoartrite moderada do joelho são apresentados. Os achados indicam que as medidas estáticas tanto no plano coronal quanto sagital foram associadas com a intensidade dos momentos de força articulares, ângulos articulares e tempo dos eventos.

## UNITERMOS

Biomecânica. Marcha. Ângulo articular. Momento de força. Joelho. Osteoartrite.

## SUMARY

Eleven osteoarthritic elderly subjects were tested to analyze the relationships between static radiographic alignment and dynamic kinematic and kinetic measures at the knee in gait. A standard precision radiograph procedure (QPR) was used to measure the static lower limb alignment and a 3D optoelectronic system was used to measure the biomechanical performance of the knee in level walking. Relationships were calculated between the static radiographic angular measures and the dynamic knee angular measures, and dynamic knee moments during gait. A closer relationship was observed between QPR parameters, dynamic knee joint angles, and joint moments in gait, implying that complex interrelationships may exist between static alignment, dynamic

\* Tese de Mestrado/Queen's University

\*\* Mestre em Reabilitação

\*\*\* PhD

Universidade Federal de Minas Gerais/Brasil

School of Rehabilitation Therapy/Queen's University, Kingston, Ontario, Canada

### **Endereço para correspondência:**

Luci Fuscaldi Teixeira

School of Rehabilitation Therapy/Queen's University, Kingston, Ontario

K7L 3N6 - Canada - FAX: 613.545-6776 — E-mail: 4lft@qlink.queensu.ca

alignment, and dynamic kinetic measures. These findings suggest that the static alignment associated with both the kinematic and kinetic measures should be combined to better explain the biomechanical changes at the knee joint.

#### RELEVANCE

Values for radiograph alignment and dynamic variables obtained during walking for a group of elderly subjects with

moderate osteoarthritis are provided. The findings indicate that both the coronal and sagittal plane measures were associated with the magnitude of joint moments, joint angles, and timing of the events.

#### KEYWORDS

Biomechanics. Gait. Joint angle. Joint moment. Knee. Osteoarthritis.

## Introdução

Fatores mecânicos são freqüentemente envolvidos na etiologia da osteoartrite (OA). A presença de deformidades no plano coronal é reconhecida como um fator importante no desenvolvimento da OA do joelho<sup>7,14</sup>. Observa-se que a deformidade em varo está presente na maioria dos casos<sup>7</sup> e que pacientes osteoártríticos com deformidades em varo apresentam um desvio do eixo mecânico do membro inferior no sentido medial e alterações osteoártríticas localizadas principalmente no compartimento medial<sup>8</sup>.

Apesar de radiografias proporcionarem uma avaliação precisa do alinhamento do membro inferior, estudos de marcha têm demonstrado que a sobrecarga no joelho é altamente dependente não apenas da deformidade angular estática, mas também de fatores dinâmicos durante a marcha<sup>23</sup>. Sendo assim, uma análise quantitativa do padrão anormal da marcha se torna apropriado tanto para o planejamento da intervenção terapêutica quanto para o acompanhamento da evolução do tratamento.

A literatura é controversa com relação à influência do alinhamento estático do joelho na performance biomecânica do joelho na marcha. Johnson et al.<sup>14</sup> compararam os resultados de Raios-X e análise de marcha para determinar a sobrecarga no joelho num grupo de 47 pacientes com OA e/ou artrite reumatóide. Eles sugeriram que a diferença entre a condição estática e dinâmica deve ser considerada. Prodromos et al.<sup>17</sup>, ao avaliar pacientes com deformidades em varo, não observaram correlação significativa entre o grau de varismo estático e momento adutor dinâmico no joelho. Wang et al.<sup>23</sup> foram também incapazes de mostrar correlações significativas entre varismo estático e momento adutor dinâmico em pacientes em pós-operatório de osteotomia da tibia. Um estudo recente em idosos normais conduzido por Wang<sup>22</sup> também não evidenciou correlação significativa entre o alinhamento estático e medidas cinéticas no joelho. Por outro lado, outros estudos relataram uma associação entre o alinhamento estático e

distribuição de forças na articulação do joelho na marcha<sup>3,5,24</sup>. Andriacchi<sup>3</sup>, avaliando procedimentos cirúrgicos através da análise de marcha, relatou correlações significativas entre alinhamento e medidas do momento adutor num grupo de pacientes submetidos a artroplastia do joelho. Porém, ele também relatou que compensações dinâmicas ocorrem devido ao fato de pacientes com menor momento adutor no pré-operatório apresentarem o mesmo quadro no pós-operatório. O objetivo deste estudo foi determinar o grau de associação entre medidas estáticas de alinhamento com a performance cinética e cinemática da articulação do joelho durante a marcha em um grupo de pacientes portadores de OA.

## Material e Métodos

### Pacientes

Onze pacientes, seis do sexo masculino e cinco do sexo feminino, apresentando uma média de idade de 70,2 anos (DP, 7,8), uma média de altura de 1,76 m (DP, 0,1) e peso de 83,7 kg (DP, 12,7) foram envolvidos no estudo. Os dados de um outro grupo de 12 indivíduos da mesma faixa etária considerados normais<sup>21</sup> foram utilizados para comparação.

### Avaliação radiográfica

Um procedimento radiográfico padronizado, Questor Precision Radiograph (QPR)<sup>19,25</sup>, desenvolvido pelo grupo de Biomecânica da Queen's University, foi utilizado para avaliar o alinhamento estático do membro inferior. Uma armação especialmente confeccionada (fig. 1) permite controle preciso da posição do paciente e correção de erros de perspectiva, que são as fontes de erros mais comuns encontrados em procedimentos radiográficos de rotina. A armação posiciona o membro inferior numa posição ântero-posterior real, utilizando as espinhas ilíacas ântero-superiores para alinhar a pelve. Após identificar os pontos anatômicos, marcas de chumbo são acopladas no trocânter maior, côndilo femoral lateral e cabeça da fíbula. Dentro da

armação, o paciente é posicionado numa plataforma giratória, a qual é relativamente fixa com relação à fonte de Raio-X. Para obter a posição de referência, os pés do paciente são alinhados manualmente, de forma tal que a flexão do joelho ocorra no plano sagital. O grau de rotação é medido através da escala na plataforma giratória (fig. 2) e o valor dessa medida é anotado. A pelve é apoiada por um suporte ajustável e um suporte extra é proporcionado ao paciente através de apoio manual. Os tornozelos são posicionados no centro da plataforma a cerca de 9 cm de distância. O paciente é orientado a se manter imóvel e a distribuir o peso igualmente nos membros durante a seqüência de Raios-X. Radiografias padronizadas incluem vistas frontal e lateral do joelho e frontal do quadril. Mudanças de posição para as vistas ântero-posterior e lateral são feitas simplesmente por rotação da plataforma giratória. Todas as informações dos filmes são digitadas para gerar uma representação gráfica numérica de 21 parâmetros lineares e angulares. As medidas do QPR utilizadas nesse estudo estão ilustradas na figura 3. Das 21 variáveis, 12 são medidas angulares, 7 são medidas de comprimento, largura e profundidade e 2 são medidas de espaço

articular. As medidas angulares são consideradas as mais relevantes para o diagnóstico de deformidades angulares do membro inferior<sup>19,22</sup>. Para todas as medidas angulares no plano coronal, desvios são relatados como negativos para alinhamentos em varo e positivo para valgo. No plano sagital, flexão é considerada positiva e hiperextensão negativa. Com relação à subluxação, movimento lateral da parte proximal da tibia é positivo. As medidas de espaço articular lateral medial são também consideradas importantes na avaliação de alinhamento do membro inferior.

Análise de erro do sistema, investigada por 4 operadores utilizando radiografias de 8 indivíduos em 4 posições corporais diferentes, mostrou que a maioria dos ângulos é reproduzível dentro de  $\pm 1,3$  graus, dentro de um intervalo de confiança de 95%.

#### **Avaliação da marcha**

Um sistema cinematográfico óptico-eletrônico tridimensional WATSMART<sup>16</sup>, uma plataforma de força da AMTI e software relacionado com o sistema<sup>9,10</sup> foram utilizados para a coleta de dados. A calibração do sistema foi realizada de acordo com as especificações do manual. A preparação do paciente para o teste é ilustrada na figura 4. Um sensor ao nível do calcanhar e 6 marcas ativas emitindo infravermelho, 3 na coxa e 3 na perna, são acopladas no paciente. As marcas são colocadas nas seguintes regiões: trocânter maior, epicôndilo lateral do fêmur, cabeça da fibula e maléolo lateral, tendo-se o cuidado de usar

**FIGURA 1**

Armação utilizada para o Exame Radiológico (QPR)

**FIGURA 2**

Plataforma Giratória para medir o grau de rotação do membro

**FIGURA 3**  
Parâmetros Angulares do QPR

**Plano Coronal:**

- Q1 Ângulo entre a cabeça do fêmur ao centro do côndilo femoral e a diáfise da tibia (grau)
- Q8 Ângulo entre o platô tibial e a diáfise da tibia (grau)
- Q18 Espaço articular lateral (mm)
- Q19 Espaço articular medial (mm)
- Q20 Subluxação (mm)

**Plano sagital:**

- Q9 Ângulo de flexão entre a diáfise do fêmur e da tibia em ortostatismo (grau)

as mesmas marcas utilizadas no Raio-X. Utensílios com uma sonda projetada anteriormente são acoplados na coxa e na perna com uma marca em cada extremidade. Como ilustrado na figura 4, as 3 marcas são usadas para definir o sistema fixo de coordenadas, que são utilizadas para captar a orientação do membro no espaço.

Os dados radiológicos do QPR são utilizados para localizar os pontos demarcados. Esses Raios-X permitem uma localização precisa das marcas com relação à estrutura do joelho. Assim que os Raios-X são digitados, os dados são colocados numa escala e os vetores que movem as marcas da superfície para os centros articulares são definidos.

**FIGURA 4**  
Preparação do paciente para a Análise de Marcha

Os pacientes são solicitados a caminhar numa cadência natural. Dados relacionados com o movimento, dados da plataforma de força e do sensor acoplado no calcanhar são coletados simultaneamente. As variáveis de marcha são obtidas combinando os dados das marcas, da plataforma de força, os vetores de correção do QPR e algumas medidas antropométricas. As equações de regressão desenvolvidas por Clauser et al.<sup>6</sup> foram utilizadas para calcular os centros de massa. As medidas de ângulos articulares foram calculadas através do método desenvolvido por Grood<sup>12</sup> e as medidas de momentos de força foram calculadas de acordo com o modelo delineado por Winter<sup>27</sup>. Os dados do momento de força foram normalizados pelo peso e pela altura e todos os dados foram normalizados em 100% de um ciclo da marcha. Os dados numéricos e representações gráficas das medidas tridimensionais do joelho são apresentados na tabela 1 e figuras 5 e 6. Valores máximos e mínimos em cada fase específica do ciclo foram selecionados.

Fidedignidade e validade do sistema foram relatadas por Scholz<sup>18</sup>, que reportou coeficientes

**FIGURA 5**  
Média e Desvio Padrão dos Momentos de Força na Articulação do Joelho na Marcha do Grupo com OA (n=11)

**FIGURA 6**  
Média e Desvio Padrão dos Movimentos do Joelho na Marcha do Grupo com OA (n=11)

**FIGURA 7**  
Média e Desvio Padrão dos Momentos de Força no Joelho na Marcha do Grupo Assintomático<sup>27</sup> (n=12)

de correlação acima de 0,99 para todas as localizações espaciais. DeLuzio et al.<sup>11</sup> empregaram 3 modelos mecânicos para validar o sistema e relataram que, colocando as marcas a 180 mm de distancia, dados angulares precisos ( $\pm 1,5^\circ$ ) podem ser obtidos.

### **Análise dos dados**

Estatística descritiva foi realizada para todas as variáveis através do “software Systat<sup>26</sup>”. Coeficientes de correlação de Pearson foram calculados entre as medidas. Teste-t de “Student” para grupos independentes foi utilizado para avaliar diferenças entre os grupos com OA e assintomático. O nível de significância aceito foi de  $P < 0,05$ .

## **Resultados**

### **Medidas radiológicas de alinhamento obtidas através do QPR**

Estatística descritiva das medidas de alinhamento dos grupos com OA e assintomático<sup>21</sup> está apresentada na tabela 2. Diferenças estatísticas significativas foram observadas tanto no plano coronal quanto no sagital. O grupo com OA

apresentou um grau maior de varismo: Q1 ( $P < 0,01$ ) e Q8 ( $P < 0,05$ ), um grau maior de flexão na posição ortostática: Q9 ( $P < 0,01$ ) e uma redução do espaço articular medial (Q19) ( $P < 0,01$ ).

### **Medidas biomecânicas**

As medidas de tempo e distância, medidas dinâmicas de ângulo articular e medidas de momentos de força são apresentadas nas tabelas 3 e 4. O grupo com OA apresentou uma velocidade menor, associada a uma menor cadência e maior duração da fase de apoio. Observou-se uma redução na amplitude de movimento do joelho em todos os planos: coronal, sagital e transversal. Com relação às medidas de momento de força (figs. 5 e 7), o grupo com OA apresentou um aumento considerável do momento adutor e uma redução significativa tanto do momento flexor quanto do extensor, quando comparados com o grupo assintomático.

### **Correlações entre medidas de alinhamento e medidas de tempo e distância na marcha**

Como ilustrado na tabela 5, Q9 se correlacionou negativamente com a velocidade, indicando

que maior grau de flexão na posição ortostática foi associado com uma velocidade menor. Houve uma correlação positiva entre Q18 (espaço articular lateral) com velocidade e cadência, mostrando que a presença de um maior espaço articular foi associado com maior velocidade e cadência.

### **Correlações entre medidas de alinhamento e momentos de força na marcha**

Várias medidas angulares apresentaram uma correlação significativa com momentos de força dinâmicos (tabela 6). Q1 se correlacionou negativamente com M8 (momento flexor máximo nos 50% finais da fase de apoio) e Q8 se correlacionou negativamente com M8, M9 (momento flexor médio na fase de apoio) e M10 (momento extensor máximo durante os 50% iniciais da fase de apoio). Q20 apresentou uma correlação negativa com M5 (momento abdutor máximo no final da fase de apoio).

### **Correlações entre medidas de alinhamento e medidas dinâmicas de ângulo articular**

As medidas de alinhamento no plano coronal apresentaram correlação significativa com medidas de ângulo articular apenas no plano sagital (tabela 7). Q8 apresentou uma correlação

positiva com A8 (amplitude de flexo-extensão do joelho durante o ciclo completo da marcha). A medida de espaço articular medial (Q19) se correlacionou com várias medidas de ângulo articular no plano sagital, indicando que a presença de um espaço articular maior foi associado com maiores amplitudes de flexo-extensão do joelho. Q19 apresentou uma correlação positiva com A2 (flexão máxima durante 0-75% da fase de apoio), A4 (flexão máxima na fase de balanço), A6 (amplitude de flexo-extensão na fase de apoio), A7 (amplitude de flexo-extensão na fase de balanço) e A8 (amplitude de flexo-extensão no ciclo completo da marcha).

A medida de alinhamento no plano sagital (Q9) também apresentou correlações significativas, com medidas de ângulo articular apenas no plano correspondente. Q9 se correlacionou negativamente com A4, A6, A7 e A8, indicando que maior grau de flexão na posição ortostática foi associado com uma amplitude menor de flexo-extensão do joelho.

### **Correlações entre medidas dinâmicas de ângulo articular e momentos de força**

Como indicado na tabela 8, poucas medidas de ângulo articular se correlacionaram com

medidas de momento de força. A amplitude de movimento do joelho exerceu influência nas medidas de momento de força apenas no plano correspondente. Por exemplo, a amplitude de movimento do joelho no plano coronal (A1) apresentou uma correlação positiva com medidas de momento adutor (M1, M2 e M3). As amplitudes de movimento nos planos sagital e transversal também apresentaram uma correlação positiva com medidas de momento de força apenas nos planos correspondentes.

## **Discussão**

As medidas de tempo e distância obtidas neste estudo foram consistentes com as relatadas na literatura<sup>4,20</sup>: pacientes com OA apresentaram uma redução tanto da velocidade quanto da cadência associada com maior duração da fase de apoio, sugerindo que essas características são provavelmente manobras de compensação antálgicas. Stauffer<sup>20</sup>

TABELA 1

Descrição dos Parâmetros de Marcha

Código	Descrição da Variável
M1	Momento adutor máximo em 0-50% da fase de apoio
M2	Momento adutor máximo em 50-100% da fase de apoio
M3	Média de M1 e M2
M4	Momento abdutor máximo em 0-50% da fase de apoio
M5	Momento abdutor máximo em 50-100% da fase de apoio
M6	Média de M4 e M5
M7	Momento flexor máximo em 0-50% da fase de apoio
M8	Momento flexor máximo em 50-100% da fase de apoio
M9	Média de M7 e M8
M10	Momento extensor máximo em 0-50% da fase de apoio
M11	Momento extensor máximo em 50-100% da fase de apoio
M12	Média de M10 e M11
M13	Momento rotador interno máximo na fase de apoio
M14	Média do momento no plano transversal na fase de apoio
A1	Amplitude de abdução-adução no ciclo completo da marcha
A2	Grau máximo de flexão em 0-75% da fase de apoio
A3	Grau máximo de extensão em 50-100% da fase de apoio
A4	Grau máximo de flexão na fase de balanço
A5	Grau máximo de extensão na fase de balanço
A6	Amplitude de flexo-extensão do joelho na fase de apoio
A7	Amplitude de flexo-extensão na fase de balanço
A8	Amplitude de flexo-extensão no ciclo completo da marcha
A9	Amplitude de movimento no plano transversal durante o ciclo completo da marcha

**TABELA 2**  
Medidas Radiográficas (QPR) dos Grupos com OA (n=11) e Assintomático (n=12)

Variáveis		Estatística Descritiva dos Dados			
Código	Unidade	Grupo OA		Grupo Assintomático	
		Média	DP	Média	DP
Q1*	grau	-8,1	4,5	-1,7	3,0
Q8*	grau	-4,9	2,7	-3,2	1,7
Q9**	grau	7,6	6,2	1,9	5,4
Q18	mm	6,5	2,4	5,8	1,7
Q19	mm	1,5	1,4	4,8	1,2
Q20***	mm	3,1	2,3	3,9	3,0

\* Partindo de 90°, valor positivo indica valgismo e valor negativo indica varismo

\*\* Valor positivo indica flexão do joelho

\*\*\* Valor positivo indica movimento lateral da parte proximal da tíbia

observou que o grau de flexão do joelho e a perda de espaço articular refletem a severidade clínica da doença. Nossos achados indicam que a severidade clínica também se reflete no declínio da performance articular. Como indicado na tabela 5, pode-se observar que quanto maior o grau de flexão na posição ortostática, maior a redução da velocidade na marcha. A redução do espaço articular também influenciou tanto a velocidade quanto a cadência.

Como previamente relatado por Siu<sup>19</sup> e Wang<sup>22</sup>, as medidas radiológicas angulares e as medidas de espaço articular do QPR demonstraram serem as mais relevantes no diagnóstico de deformidades angulares do membro inferior. Os resultados deste estudo também mostraram que as variáveis que apresentaram o maior nível de significância ( $P < 0,01$ ) foram Q1, Q8, Q9 e Q19. Os pacientes com OA apresentaram maior grau de varismo, maior grau de flexão na posição

ortostática e maior perda do espaço articular medial quando comparados com indivíduos assintomáticos da mesma faixa etária<sup>22</sup>, o que é condizente com a presença de alterações patológicas na articulação do joelho.

É de se esperar que haja uma correlação muito próxima entre o momento adutor e o alinhamento do joelho. Numa análise estática, um varismo acentuado implica um momento adutor alto e, conseqüentemente, num maior antálgicas no compartimento medial. Porém, resultados deste estudo mostraram que apenas Q20 (subluxação) se relacionou com o momento de força no plano correspondente. Andriacchi<sup>2</sup> determinou que o equilíbrio entre as sobrecargas nos compartimentos medial e lateral não depende apenas do alinhamento estático e que a força de compressão exercida pelos músculos desempenha um papel importante na manutenção desse equilíbrio.

**TABELA 3**  
Medidas de Tempo e Distância dos Grupos com OA e Assintomático

Variáveis e Unidades	Estatística Descritiva dos Dados			
	Grupo OA		Grupo Assintomático	
	Média	DP	Média	DP
Comprimento do passo (m)	1,06	0,33	1,29	0,16
Velocidade (m/s)*	0,77	0,29	1,14	0,18
Cadência (passos/minuto)*	42,97	5,54	52,87	3,61
Fase de Apoio (%)*	0,67	0,05	0,57	0,04
Tempo da fase de apoio (s)	0,96	0,18	0,64	0,02

\* Variáveis selecionadas para análise estatística

Nossos pacientes, como caracterizados na figura 5, apresentaram um acentuado aumento do momento de força adutor e, comparado com os dados de Wang<sup>22</sup> (fig. 7), houve alteração no formato da curva. No entanto, como ilustrado na figura 5, ambos os momentos, flexor e extensor, apresentaram valores menores que os normais. Essa redução pode ser um mecanismo de adaptação para reduzir a sobrecarga imposta pelo aumento do momento adutor.

Muitas medidas de alinhamento no plano coronal se correlacionaram com as medidas de momento flexo-extensor, indicando que a presença de um grau maior de varismo foi associada com uma redução do momento flexo-extensor e com a antecipação do tempo do evento na marcha. Se um aumento das medidas de momentos de força é considerado potencialmente prejudicial à articulação, pode-se deduzir que pacientes com melhor alinhamento apresentam melhor padrão de marcha, uma vez que eles podem reduzir o momento flexo-extensor. Como neste estudo foi observado que um momento adutor alto estava associado com um maior grau de varismo, estratégias para melhorar o

alinhamento, tais como procedimentos cirúrgicos e a utilização de órteses como talas ou palmilhas, devem ter um grande impacto na prevenção de maiores danos à articulação do joelho. Entretanto, os benefícios que esses recursos possam vir a proporcionar devem ser melhor investigados.

Neste estudo, foi observado que o grau de varismo e a redução do espaço articular medial se relacionaram com muitas variáveis correspondentes à amplitude de flexo-extensão (tabela 7). Maior varismo e maior perda do espaço articular medial foram associados com menor amplitude de flexo-extensão do joelho na marcha, ao contrário dos resultados apresentados por Wang<sup>22</sup>, que não observou nenhuma associação entre essas variáveis em indivíduos assintomáticos. A diferença pode ser atribuída ao fato de que o grupo com OA deambula numa velocidade menor. Como demonstrado na tabela 7, Q9 (grau de flexão em ortostatismo) apresentou uma correlação negativa com a amplitude de flexo-extensão do joelho tanto na fase de apoio quanto na fase de balanço. Como previamente relatado por Stauffer<sup>21</sup>, uma vez que a flexão do joelho em estresse exige uma força maior do quadríceps e

conseqüentemente aumenta a força de compressão articular, pacientes com joelhos dolorosos procuram reduzir essa força compressiva através da redução da amplitude de flexoextensão. O ângulo de flexão na posição ortostática é provavelmente um bom indicador do grau de disfunção do joelho.

Este estudo dá suporte aos relatos anteriores de que pacientes portadores de OA apresentam uma redução na amplitude de movimento em todos os planos na marcha<sup>4,20</sup>. Como ilustrado na figura 8, pacientes com OA tendem a caminhar com os joelhos rígidos. Finalmente, em concordância com os achados de Wang<sup>22</sup>, este estudo também demonstrou que as medidas dinâmicas de ângulo articular se correlacionam com as medidas de momentos de força em planos correspondentes, sugerindo a existência de uma forte interrelação entre essas variáveis.

TABELA 4

Média e Desvio Padrão das Medidas Angulares e Cinéticas da Articulação do Joelho do Grupo com OA

	Momento (Nm/kgm)		Ângulo (graus)		
	Média	DP		Média	DP
M1	0,55	0,25	A1	7,84	3,88
M2	0,53	0,22	A2	15,94	10,48
M3	0,54	0,12	A3	8,62	10,40
M4	-0,04	0,11	A4	44,73	16,87
M5	-0,02	0,03	A5	6,55	8,04
M6	-0,03	0,04	A6	25,10	11,17
M7	0,15	0,27	A7	38,18	17,33
M8	0,10	0,11	A8	39,80	17,00
M9	0,13	0,09	A9	9,32	1,54
M10	-0,29	0,16			
M11	-0,23	0,25			
M12	-0,26	0,10			
M13	0,18	0,07			
M14	0,08	0,03			

TABELA 5

Correlações Significativas entre os Parâmetros Radiográficos e Medidas de Tempo e Distância

Parâmetros do QPR	Medidas de Tempo e Distância		
	Velocidade	Cadência	Fase de Apoio (%)
Q9	r= (-0,68)*		
Q18	r= (0,72)**	r= (0,73)**	

\* P<0,05

\*\* P<0,01



TABELA 6

Correlações Significativas entre os Parâmetros Radiográficos e Momentos de Força Dinâmicos na Articulação do Joelho

Medidas do QPR	Momentos de Força Dinâmicos	
	Plano sagital	Plano coronal
Ângulo no plano coronal & espaço articular	Q1/M8 (-0,59)* Q8/M8 (-0,69)** /M9 (-0,59)* M10 (-0,61)* M11 (-0,59)*	Q20/M5 (0,71)**
Ângulo no plano sagital		

\* P&lt;0,05

\*\* P&lt;0,01

TABELA 7

Correlações Significativas entre os Parâmetros Radiográficos e Movimentos Articulares Dinâmicos do Joelho

Medidas do QPR	Ângulos articulares dinâmicos	
	Plano sagital	Plano coronal
Ângulo no plano coronal & espaço articular	Q8/M8 (0,58)** Q19/A2 (0,62)* /A4 (0,67)* /A6 (0,58)* /A7 (0,62)* /A8 (0,59)	
Ângulo no plano sagital	Q9/A4 (-0,69)* /A6 (-0,63)* /A7 (-0,76)** /A8 (-0,77)**	

\* P&lt;0,05

\*\* P&lt;0,01

TABELA 8

Correlações Significativas entre as Medidas de Ângulo Articular e Momentos de Força Dinâmicos na Articulação do Joelho

Medidas do QPR	Momentos de Força Dinâmicos		
	Plano sagital	Plano coronal	Plano transversal
Plano coronal	A1/M1 (0,62)* /M2 (0,66)* /M3 (0,68)*		
Plano sagital	A3/M9 (0,64)* /M11 (0,61)*		
Plano transversal		A9/M13 (0,64)* /M14 (0,61)*	

\* P&lt;0,05

## Conclusão

Concluindo, este estudo indicou que as medidas de alinhamento tanto no plano coronal quanto no plano sagital se correlacionaram com a magnitude dos momentos de força, ângulos articulares e tempo de ocorrência dos eventos. Esses achados sugerem que tanto as medidas cinéticas quanto as cinemáticas deveriam ser utilizadas para melhor avaliar a situação mecânica da articulação a ser testada. Além disso, análise dinâmica da marcha deveria ser utilizada em conjunto com métodos radiológicos de alinhamento estático do membro inferior para diagnóstico, acompanhamento e estabelecimento de estratégias de tratamento relacionadas com disfunções do joelho. Apenas medidas de alinhamento estático não conseguem determinar a sobrecarga dinâmica na articulação do joelho durante a marcha.

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao Clinical Mechanics Group of Queen's University, Medical Research Council of Canada (Program Grant PR 32), que financiou o projeto, ao Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG e às agências brasileiras de fomento CAPES e CNPq.

## Referências Bibliográficas

1. ALTMAN, R.D.; FRIES, J.F.; BLOCK, D.A. et al. - Radiographic assessment of progression in osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 30(11):1214-1215, 1987.
2. ANDRIACCHI, T.P. - Biomechanics and gait analysis in total knee replacement. *Orthop Rev.* XVII(5):470-473, 1988.
3. \_\_\_\_\_. - Evaluation of surgical procedures and/or joint implants with gait analysis. *Am Acad Orthop Surg.* 39:343-350, 1990.
4. BRINKMANN, J.R.; PERRY, J. - Rate and range of knee motion during ambulation in health and arthritic subjects. *Phys Ther.* 65(7):1055-1060, 1985.
5. BRUGIONI, D.J.; ANDRIACCHI, T.P.; GALANT, J.O. - A functional and radiographic analysis of the total condylar knee arthroplasty. *J Arthrop.* 5:173-190, 1990.
6. CLAUSER, C.E.; McCONVILLE, J.T.; YOUNG, J.W. - Weight, volume, and centre of mass of the human body. *Aerosp Med Res Lab.*, ( ) :69-70, 1969. (Technical Report AMLT-TR)
7. COOKE, T.D.V.; SIU, D.; FISHER, B. - The use of standardized radiographs to identify the deformities associated with osteoarthritis. *Recent Dev Orthop Surg.*, ( ) :264-273, 1987.
8. \_\_\_\_\_.; PICHORA, D.; SIU, D.; SCUDAMORE, R.A.; BRYANT, J.T. - Surgical implications of varus deformity of the knee with obliquity of joint surfaces. *J Bone Joint Surg.* 71-8(4):560-565, 1989.
9. COSTIGAN, P.A.; WYSS, U.P.; DELUZIO, K.; LI, J. - Semi-automatic 3D knee assessment. In: BIENAL CONFERENCE of the CANADIAN SOCIETY of BIOMECHANICS, 6, Quebec, 1990. *Proceedings.*
10. \_\_\_\_\_.; \_\_\_\_\_.; \_\_\_\_\_.; \_\_\_\_\_. - A semi-automatic three-dimensional knee assessment system. *Med Biol Eng Comput.*, 30(3)-350, 1992.

12. GROOM, E.S.; SUNTAY, W.J. - A joint coordinate system for the description of three-dimensional motion: Application to the knee. **J Biomech Eng.** **105**:136-144, 1983.
13. GYORY, A.N.; CHAO, E.Y.S.; STAUFFER, R.N. - Functional evaluation of normal and pathologic knee during gait. **Arch Phys Med Rehabil.** **57**:571-577, 1976.
14. JOHNSON, F.; LEITH, S.; WAUGH, W. - The distribution of load across the knee: A comparison of static and dynamic measurements. **J Bone Joint Surg.** **62-B(3)**:346-349, 1980.
15. MURRAY, M.P.; GORE, D.R.; SEPIC, S.B.; MOLLINGER, L.A. - Antalgic maneuvers during walking in men with unilateral knee disability. **Clin Orthop.** **199**:192-200, 1985.
16. WATSMART manual: version 2.7. [s.1.], Northern Digital, 1989.
17. PRODRAMOS, C.C.; ANDRIACCHI, T.P.; GALANTE J.O. - A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. **J Bone Joint Surg.** **67-A**:1188-1194, 1985.
18. SCHOLZ, J.P. - Reliability and validity of the WATSMART three-dimensional optoelectric motion analysis system. **Phys Ther.** **69(8)**:679-689, 1989.
19. SIU, D.; COOKE, T.D.V.; BROECKHOVEN, L.D. et al. - A standardized technique for lower limb radiography practice, applications, and error analysis. **Invest Radiol.** **26**:71-77, 1991.
19. DELUZIO, K.J.; WYSS, U.P.; COSTIGAN, P.A.; LI, J. - A procedure to validate three-dimensional motion analysis systems. **J Biomech.** **26**:753-759, 1993.
20. STAUFFER, R.N.; CHAO, E.Y.S.; GYORY, A.N. - Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. **Clin Orthop.** **126**:246-255, 1977.
21. WANG, H. - **Relationships of biomechanical performance of the knee in level walking to alignment, strength, and function in asymptomatic elderly subjects.** MSc Thesis. Queen's University, Kingston, Canada, 1991.
22. \_\_\_\_; OLNEY, S.J. - Relationships between alignment, kinematic, kinetic measures of the knee of normal subjects in level walking. **Clin Biomech.** **9**:245-252, 1994.
23. WANG, J.W.; KUO, K.N.; ANDRIACCHI, T.P.; GALANTE, J.O. - The influence of walking mechanics and time on the results of proximal tibial osteotomy. **J Bone Joint Surg.** **72-A(6)**:905-909, 1990.
24. WEIDENHIELM, L.; SVENSSON, O.K.; BROSTROM, L.A.; RUDBERG, U. - Changes in adduction moment about the knee after high tibial osteotomy and prosthetic replacement in osteoarthritis of the knee. **Clin Biomech.** **7**:91-96, 1992.
25. WEVERS, H.W.; SIU, D.; COOKE, T.D.V. - A quantitative method of assessing malalignment of joint space loss of the human knee. **J Biomed Eng.** **4**:319-324, 1982.
26. WILKINSON, L. - SYSTAT: the system for statistics. Systat Inc., IL, 1990.
27. WINTER, D.A. - **Biomechanics of human movement.** 2ª ed. New York, John Wiley, 1990.