

AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DAS FORÇAS LATERAIS DA PATELA: RESSONÂNCIA MAGNÉTICA ESTÁTICA E CINEMÁTICA*

Je Hoon Yang¹, Guilherme Tadeu Sawaia Demarchi², Emerson Garms³, Yara Juliano⁴, Luiz Aurélio Mestriner⁵, Moises Cohen⁶, Ricardo Dizioli Navarro⁶, Artur da Rocha Corrêa Fernandes⁷

Resumo **OBJETIVO:** Avaliar a validade da ressonância magnética cinemática combinada com a ressonância magnética estática no estudo da articulação femoropatelar. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Foram realizadas ressonância magnética estática e ressonância magnética cinemática em 20 voluntários assintomáticos (40 joelhos) e em 23 pacientes (43 joelhos), em aparelho de configuração fechada de 1,5 tesla de campo. Os indivíduos foram posicionados na extremidade da mesa, em 30° de flexão. A translação patelar foi avaliada medindo-se o desvio da bissetriz, o deslocamento lateral da patela e o ângulo de inclinação da patela. Para a comparação entre os estudos estático e cinemático, foi utilizado o teste não-paramétrico de Wilcoxon. Para a comparação entre os voluntários e os pacientes, foi utilizado o teste de Mann-Whitney. **RESULTADOS:** Houve diferenças significantes entre a ressonância magnética estática e a ressonância magnética cinemática ($p < 0,05$) nos três parâmetros utilizados. No grupo dos pacientes, as diferenças entre a ressonância magnética estática e a ressonância magnética cinemática foram maiores que nos voluntários a 20° e a 30° de flexão, com o desvio da bissetriz e com o deslocamento lateral da patela. **CONCLUSÃO:** A combinação da ressonância magnética estática e ressonância magnética cinemática evidenciou que a força resultante lateral é maior na faixa de 20° e 30° de flexão, especialmente nos indivíduos sintomáticos, para a instabilidade femoropatelar.

Unitermos: Joelho; Articulação do joelho; Patela; Síndrome da dor patelofemoral; Imagem por ressonância magnética; Biomecânica; Condromalácia da patela.

Abstract *Quantitative evaluation of lateral forces on the patella: static and kinematic magnetic resonance imaging.* **OBJECTIVE:** To evaluate the usefulness of combining static and kinematic magnetic resonance imaging in the evaluation of the femoropatellar joint. **MATERIALS AND METHODS:** Twenty healthy volunteers (40 knees) and 23 patients (43 knees) were submitted to both static and kinematic magnetic resonance imaging on a 1.5 tesla whole-body magnetic resonance scanner. The knees were positioned at 30° flexion with the quadrature knee coil at the inner end of the examination table. The patellar translation was evaluated by measurements of bisect offset, lateral patellar displacement and patellar tilt angle. The nonparametric Wilcoxon test was utilized for statistical analysis of data resulting from the static and kinematic studies in both groups. Nonparametric Mann-Whitney test was utilized in the comparison between healthy volunteers and patients. **RESULTS:** Statistical analysis demonstrated significant differences ($p < 0.05$) between static and kinematic magnetic resonance imaging for the three parameters evaluated in both groups. Among the patients the differences between static and kinematic measurements were greater than those found in the volunteers, at 30° and 20° flexion, with bisect offset and lateral patellar displacement. **CONCLUSION:** Static and kinematic magnetic resonance imaging, when performed in association, demonstrated that the lateral forces being exerted on the patella are higher at a knee flexion at the range between 20° and 30°, particularly in individuals symptomatic for femoropatellar instability.

Keywords: Knee; Knee joint; Patella; Patellofemoral pain syndrome; Magnetic resonance imaging; Biomechanics; Chondromalacia patellae.

* Trabalho realizado no Departamento de Diagnóstico por Imagem e no Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Universidade Federal de São Paulo-Escola Paulista de Medicina (Unifesp-EPM), São Paulo, SP, Brasil.

1. Mestre em Radiologia Clínica, Médico Colaborador do Departamento de Diagnóstico por Imagem da Universidade Federal de São Paulo-Escola Paulista de Medicina (Unifesp-EPM), São Paulo, SP, Brasil.

2. Médico Residente do Departamento de Diagnóstico por Imagem da Universidade Federal de São Paulo-Escola Paulista de Medicina (Unifesp-EPM), São Paulo, SP, Brasil.

3. Membro Titular da Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia, Médico Assistente do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Universidade Federal de São Paulo-Escola Paulista de Medicina (Unifesp-EPM), São Paulo, SP, Brasil.

4. Professora Associada do Departamento de Medicina Preventiva e Bioestatística da Universidade Federal de São Paulo-

Escola Paulista de Medicina (Unifesp-EPM), São Paulo, SP, Brasil.

5. Professor Adjunto do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Universidade Federal de São Paulo-Escola Paulista de Medicina (Unifesp-EPM), São Paulo, SP, Brasil.

6. Professores Livre-Docentes do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Universidade Federal de São Paulo-Escola Paulista de Medicina (Unifesp-EPM), São Paulo, SP, Brasil.

7. Professor Adjunto do Departamento de Diagnóstico por Imagem da Universidade Federal de São Paulo-Escola Paulista de Medicina (Unifesp-EPM), São Paulo, SP, Brasil.

Endereço para correspondência: Dr. Je Hoon Yang, Rua Had-dock Lobo, 144/42, Cerqueira César. São Paulo, SP, Brasil, 01414-000. E-mail: yang.rm@epm.br

Recebido para publicação em 8/10/2006. Aceito, após revisão, em 15/1/2007.

INTRODUÇÃO

A dor na região anterior do joelho é queixa comum na prática diária dos ortopedistas, especialmente na população jovem, do sexo feminino. A causa principal é a instabilidade femoropatelar⁽¹⁻³⁾. Do ponto de vista biomecânico, os últimos 30° de extensão representam a faixa mais crítica na dinâmica da articulação femoropatelar. O vetor lateral a partir da patela é maior nesta faixa e, conseqüentemente, aumentam

os riscos de uma subluxação⁽⁴⁾. Em 1941 foi publicada a classificação da forma anatômica da patela por Wiberg. Desde então, várias técnicas radiográficas foram descritas para estudo da articulação femoropatelar, com ângulo de flexão de 20° a 45°⁽⁵⁻⁷⁾. A incidência axial da patela, com até 30° de flexão, é de difícil realização. As dificuldades somente foram superadas com a tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM)^(8,9). Ainda assim, estas técnicas não permitem o estudo da articulação femoropatelar com a contração ativa do quadríceps. Desse modo, estuda-se, de forma muito limitada e superficialmente, a biomecânica da articulação femoropatelar. Para preencher essa lacuna, surgiu, nestes últimos anos, a ressonância magnética cinemática (RMC). Há evidências de que se trata de um método com alta sensibilidade na avaliação do vetor lateral da patela^(10,11).

Não há registros na literatura, até agora, a respeito da medição da faixa de flexão mais crítica na articulação femoropatelar, em se tratando das forças laterais da patela por imagens tomográficas seccionais.

Os objetivos deste estudo foram avaliar a validade da RMC combinada com a ressonância magnética estática (RME) no estudo dinâmico da articulação femoropatelar sob contração ativa do quadríceps e correlacionar os dados assim obtidos com as evidências na literatura em relação à biomecânica.

MATERIAIS E MÉTODOS

Amostragem

Foi realizado estudo transversal, em que foram avaliados, no período de novembro de 2001 a março de 2003, 20 voluntários assintomáticos (40 joelhos) e 25 pacientes (43 joelhos). O estudo foi realizado conforme a declaração de Helsinki VI (Edimburgo, outubro de 2000), sob aprovação do Comitê de Ética da Universidade Federal de São Paulo. Houve termo de consentimento livre e esclarecido de todos os participantes.

Foram voluntários assintomáticos 10 indivíduos (20 joelhos) do sexo masculino, idade de $28,7 \pm 4,6$ anos (média ± 1 desvio-padrão), e 10 indivíduos (20 joelhos) do sexo feminino, idade de $28,4 \pm 4,7$ anos

(média ± 1 desvio-padrão). Esses indivíduos nunca tiveram consultas ortopédicas por queixas nos joelhos. Os que tinham antecedentes de cirurgia ou episódios traumáticos envolvendo a articulação femoropatelar foram excluídos. Os que apresentaram proeminência troclear ventral nas imagens sagitais de referência na RM também foram excluídos, já que são indicativos de defeitos anatômicos, podendo levar a instabilidade femoropatelar⁽¹²⁾.

A seleção de pacientes foi realizada por ortopedistas especializados da nossa Instituição. Foram selecionados, consecutivamente, 43 joelhos em 25 pacientes que apresentaram instabilidade femoropatelar. Fizeram parte oito joelhos de cinco pacientes do sexo masculino [idade: $25 \pm 1,6$ anos (média ± 1 desvio padrão)] e 35 joelhos de 18 pacientes do sexo feminino [idade: $21,6 \pm 6,4$ anos (média ± 1 desvio padrão)]. O exame físico demonstrou hiper mobilidade lateral da patela, lateralização exagerada da patela durante a extensão e teste da apreensão positivo. Com exceção de uma, todas as pacientes apresentaram quadro clínico bilateral, não necessariamente simétrico. Os que apresentaram história de luxação aguda na ocasião da consulta ou com luxação patelar habitual foram excluídos, bem como aqueles com antecedentes de cirurgia no joelho. O ângulo Q não fez parte do critério de inclusão, uma vez que pode haver valores falso-negativos se a patela estiver lateralizada, com valgismo do mecanismo extensor⁽¹³⁾.

Posicionamento

Os exames foram realizados em aparelho de RM de 1,5 tesla (Gyrosan ACS NT 15; Philips Medical System, Best, Holanda), gerando um gradiente de campo magnético de 15 mT/m.

Os joelhos foram posicionados com a bobina de quadratura na extremidade interna da mesa de exame, sob 30° de flexão. Para permitir este arco de flexão, foram obtidos 18 cm de altura: 5 cm da própria base da bobina, 3 cm do colchão de apoio colocado sob a bobina, 10 cm a partir da própria mesa de exame. A bobina restringia movimentos laterais, mas não o rotacional. Como pontos de referência, foram utilizados marcadores anatômicos externos palpáveis: o ponto mais proeminente do

trocânter maior; o espaço articular femorotibial lateral; o ponto situado anterior e cranialmente à cabeça da fíbula; a margem anterior da diáfise tibial. A partir destes pontos foram traçadas duas linhas imaginárias. Uma entre o trocânter maior e o espaço articular femorotibial lateral, e outra paralela à margem anterior da diáfise tibial. Um goniômetro universal de 360° foi posicionado na interseção dessas duas linhas e o ângulo entre elas foi considerado como ângulo de flexão. Discos de 1 cm de espessura, não-ferromagnéticos, foram colocados sob o calcanhar para obter 30°, 20°, 10° de flexão e extensão total. Em seguida, a mesa foi introduzida no magneto (Figura 1).

Aquisição das imagens

O ângulo de flexão efetiva do joelho foi medido nas imagens sagitais de referência na RM. Se o ângulo entre o maior eixo do fêmur e da margem anterior da tibia estivesse entre 26° e 34°, o estudo prosseguia adiante. Esta verificação foi feita antes da RME e da RMC.

A RME foi realizada sob 30°, 20°, 10° e sob extensão completa. O número de discos sob o calcanhar já foi previamente definido conforme já descrito. Na RME, as imagens foram adquiridas no plano axial, seqüências spin-eco ponderadas em T1: tempo de repetição (TR)/tempo de eco (TE): 457/13 ms; campo de visão (*field-of-view* – FOV) retangular: 90%; matriz: 256 \times 160; FOV: 160 \times 144 mm; número de imagens: 19; espessura da imagem/intervalo: 4,5/0,5 mm.

A RMC foi realizada a 1 cm, 2 cm, 3 cm e 4 cm acima do espaço femorotibial lateral. A escolha do espaço femorotibial lateral deve-se ao fato de este apresentar menor curvatura que o espaço medial (Figura 2)⁽¹⁴⁾. A seqüência turbo spin-eco foi aplicada: TR/TE: 325/79 ms; FOV retangular: 70%; matriz: 128 \times 80; FOV: 160 \times 112 mm; fator turbo: 24; espessura da imagem: 8 mm. Estes parâmetros, aliados ao algoritmo de reconstrução com preenchimento parcial do espaço k, permitiram a obtenção de uma imagem a cada 525 ms sem artefatos de movimento. Os indivíduos foram orientados a iniciar e terminar a extensão do joelho conforme o barulho do gradiente. Após alguns ensaios, foram realizados es-

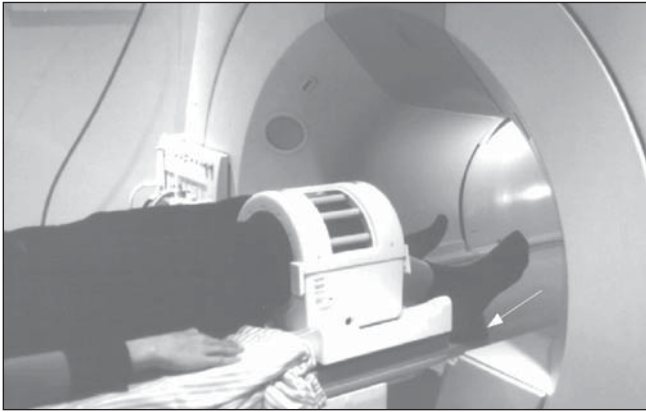


Figura 1. Paciente do sexo feminino, de 23 anos de idade, 173 cm de altura. Para posicionar com 30° de flexão, três discos não-ferromagnéticos foram colocados sob o tornozelo (seta).

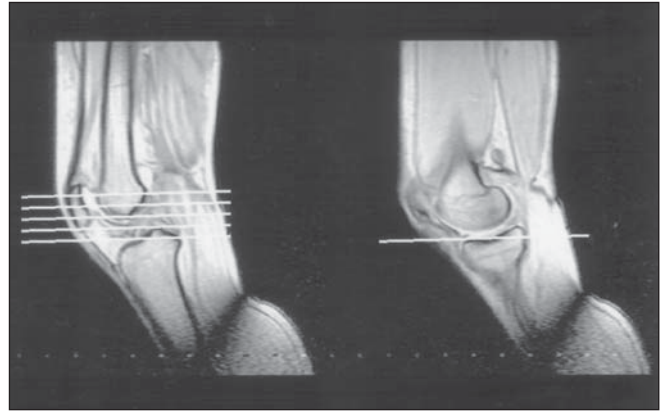


Figura 2. As imagens da RMC foram adquiridas a 1 cm, 2 cm, 3 cm e 4 cm acima do espaço femorotibial lateral.

tes movimentos. A seqüência utilizada na RMC permitiu obtenção de oito imagens seqüenciais no mesmo plano em 4,2 segundos. Foi considerada como sendo adequada se houvesse extensão contínua nos quatro planos. O tempo gasto para cada joelho, incluindo RME, RMC, posicionamento e ensaios, foi de cerca de 25 minutos.

Avaliação das imagens

Cada joelho foi identificado com um número e avaliado independentemente.

O ângulo exato de flexão a cada momento não foi determinado diretamente na RMC. Foi adotado “setor de flexão” em vez de graus de flexão como referência. A faixa de flexão de 30° foi dividida em oito setores (setor I ao setor VIII) e cada quadro foi classificado conforme a faixa de flexão estimada (Tabela 1).

As imagens correspondentes ao mesmo setor de flexão em cada um dos quatro planos na RMC foram comparadas com as imagens correspondentes da RME.

Para verificar a presença da contração do quadríceps na RMC, a área transversal do músculo vasto medial foi usada como referência. As imagens a 30° de flexão na RME foram comparadas com as do setor I da RMC, e as da extensão completa na RME, com as do setor VIII da RMC. Esta comparação foi realizada entre as imagens obtidas a partir de distâncias correspondentes a partir da interlinha femorotibial lateral (Figura 3). Se a área transversal do vasto medial na RMC fosse menor que na RME, indicava a presença de contração do músculo quadríceps da coxa.

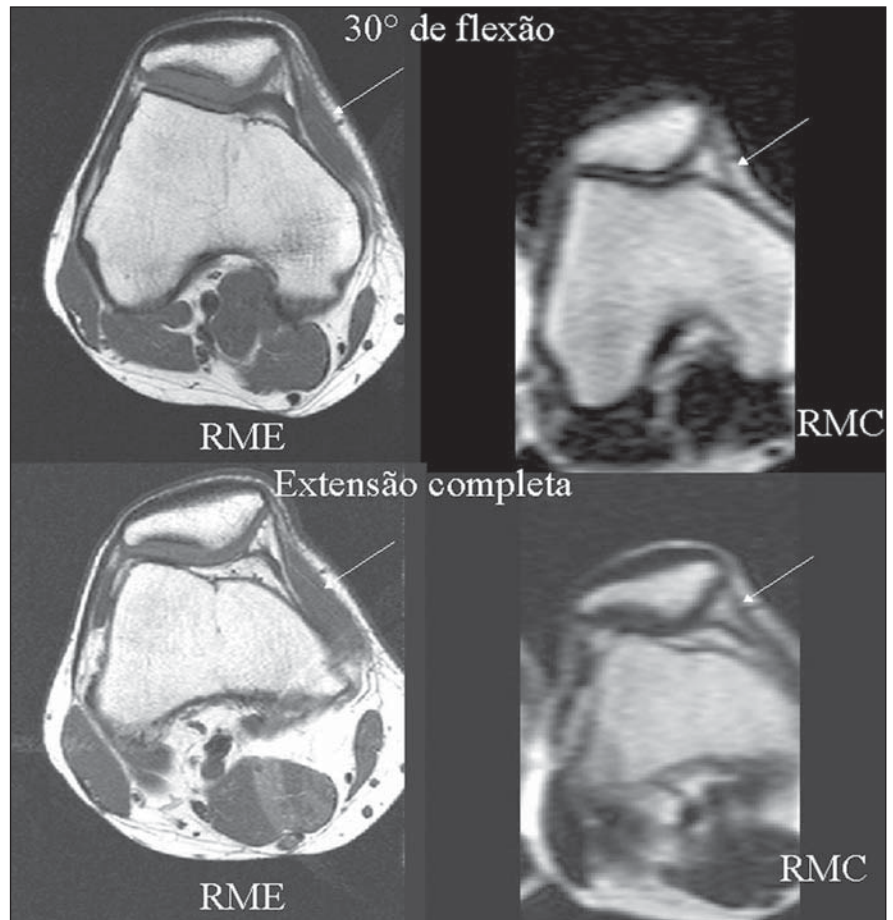


Figura 3. RME e RMC com 30° de flexão e com a extensão completa. Área transversal do músculo vasto medial é menor na RMC nos dois casos (setas).

Análise quantitativa

Desvio da bissetriz (*bisect offset* – BSO), deslocamento lateral da patela (DLP) e ângulo de inclinação da patela (AIP) foram medidos na RME e na RMC (Figura 4).

Duas imagens do mesmo grau de flexão na RME ou do mesmo setor na RMC, obtidas nos planos a 1 cm, 2 cm, 3 cm e 4 cm do espaço femorotibial lateral foram escolhidas para medições: uma com maior área

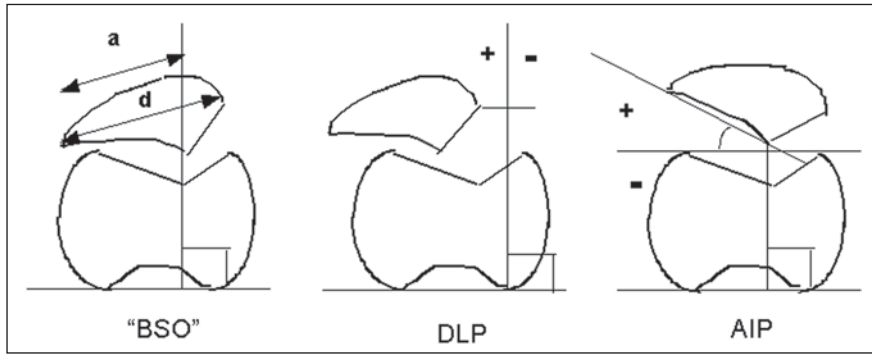


Figura 4. Análise quantitativa da articulação femoropatelar: BSO: a/d; DLP; AIP.

transversal da patela e outra que melhor representa o sulco intercondilar do fêmur. Os pontos de referência foram sobrepostos, a fim de aplicar os parâmetros acima, conforme Brossmann et al.⁽¹⁵⁾.

As medidas obtidas a partir dos voluntários e dos pacientes foram comparadas, tanto para a RME quanto para a RMC, independentemente para cada um dos três parâmetros. A comparação entre as medidas da RME e da RMC foi realizada independentemente para o grupo dos voluntários e dos pacientes. Como a RME apresenta quatro graus fixos de flexão e a RMC apresenta oito setores de flexão, a comparação foi feita conforme mostra a Tabela 2.

Foi estabelecido um “delta” que refletia a diferença entre os parâmetros obtidos a partir da RME e da RMC. Os valores foram obtidos a partir da subtração aritmética das variáveis estudadas para cada um dos parâmetros, para cada indivíduo (voluntários assintomáticos e dos pacientes). O resultado dessa subtração aritmética entre as medidas da RME e da RMC, de cada parâmetro (BSO, DLP e AIP), foi determinado como delta-BSO, delta-DLP e delta-AIP. Isso foi feito para 30°, 20°, 10°, e o grau e o setor de flexão foram combinados (Tabela 2).

Análise estatística

Foram utilizados testes não-paramétricos pela natureza das variáveis analisadas.

1. Voluntários assintomáticos versus pacientes – Foi utilizado teste de Mann-Whitney, tanto para a RME quanto para a RMC.

2. RMC versus RMC – Foi utilizado teste de Wilcoxon, para o grupo dos voluntários e o dos pacientes, independentemente.

Tabela 2 Comparação das medidas entre RME e RMC.

Medidas provenientes da RME	Medidas provenientes da RMC
30°	Setor I (30°)
20°	Média das medidas dos setores III e IV (<25° a ≥20° e <20° a ≥15°)
10°	Média das medidas dos setores V e VI (<15° a ≥10° e <10° a ≥5°)
0°	Setor VIII (0°)

3. Voluntários assintomáticos versus pacientes para delta-parâmetros – Foi utilizado teste de Mann-Whitney.

Em todos os testes foi fixado em 0,05 ou 5% o nível para rejeição da hipótese nula (nível de significância de 5%), assinando-se com asterisco os valores de z e p significantes.

RESULTADOS

Voluntários assintomáticos versus pacientes

Houve diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) entre as medidas dos voluntários assintomáticos e dos pacientes ($p < 0,05$) nos três parâmetros, tanto para RME quanto para RMC, de 30° de flexão até a extensão completa.

RME versus RMC

Voluntários assintomáticos – As diferenças entre as medidas provenientes da RME e da RMC foram estatisticamente significantes para BSO e para DLP aos 20° e 10° de flexão. Para AIP, as diferenças estatisticamente significantes foram encontradas com 30° e 20° de flexão ($p < 0,05$).

Pacientes – As medições da RME e da RMC foram estatisticamente significantes para BSO e para DLP entre 30° de flexão

Tabela 1 Imagem e setor de flexão correspondentes e graus estimados de flexão na RMC.

Imagem cinemática	Setor de flexão	Grau de flexão estimado
Primeira imagem	I	30°
Segunda imagem	II	<30° a ≥25°
Terceira imagem	III	<25° a ≥20°
Quarta imagem	IV	<20° a ≥15°
Quinta imagem	V	<15° a ≥10°
Sexta imagem	VI	<10° a ≥5°
Sétima imagem	VII	<5° a >0°
Oitava imagem	VIII	0°

até a extensão completa. Para AIP, não houve diferenças estatisticamente significantes. Os pacientes apresentavam grau maior de AIP na RME e não houve variações significativas na RMC (Tabela 3).

Voluntários assintomáticos versus pacientes para delta-parâmetros

Houve diferenças estatisticamente significantes entre os achados dos voluntários assintomáticos e dos pacientes para delta-BSO e delta-DLP aos 30° e 20° de flexão ($p < 0,05$). Não houve diferenças estatisticamente significantes para delta-AIP (Tabela 4).

DISCUSSÃO

Os nossos resultados demonstram diferenças estatisticamente significantes aos 30° e 20° de flexão para delta-BSO e para delta-DLP, indicando que as diferenças entre as forças laterais e mediais foram maiores no grupo dos pacientes nestes graus de flexão. Estes parâmetros constituem-se da subtração aritmética entre as medições provenientes da RM sem e com a contração ativa do músculo quadríceps: RME e RMC, respectivamente.

Estes achados vêm ao encontro dos dados observados em estudo sobre a dinâ-

Tabela 3 Comparação do BSO, do DLP e do AIP entre RME e RMC para os voluntários assintomáticos e para os pacientes.

	Graus-setores de flexão	Voluntários assintomáticos		Pacientes	
		z*	p*	z*	p*
BSO	30°	-1,116	0,264	-3,065†	0,002†
	20°	-2,308†	0,021†	-4,545†	0,000†
	10°	-4,650†	0,000†	-4,830†	0,000†
	0°	-3,324†	0,001†	-3,631†	0,000†
DLP	30°	-0,844	0,399	-3,185†	0,001†
	20°	-2,687†	0,007†	-3,441†	0,001†
	10°	-5,054†	0,000†	-3,860†	0,000†
	0°	-3,031†	0,002†	-3,691†	0,000†
AIP	30°	-3,035†	0,002†	-1,057	0,291
	20°	-2,537†	0,010†	-1,459	0,145
	10°	-1,796	0,073	-1,019	0,308
	0°	-0,763	0,466	-1,031	0,303

* Teste de Wilcoxon. † Diferença estatisticamente significante (p < 0,05).
BSO, desvio da bissetriz; DLP, deslocamento lateral da patela; AIP, ângulo de inclinação da patela.

Tabela 4 Comparação do delta-BSO, delta-DLP e delta-AIP entre os voluntários assintomáticos e os pacientes.

	Ângulo-setor de flexão	Média (desvio-padrão)		z*	p*
		Voluntários assintomáticos	Pacientes		
Delta-BSO	30°	0,06 (0,04)	0,10 (0,08)	-2,361†	0,018†
	20°	0,06 (0,06)	0,12 (0,09)	-3,206†	0,001†
	10°	0,09 (0,07)	0,13 (0,10)	-1,729	0,084
	0°	0,08 (0,06)	0,10 (0,11)	-0,196	0,084
Delta-DLP	30°	0,41 (3,18)	2,17 (6,34)	-2,520†	0,012†
	20°	1,25 (3,08)	3,40 (5,87)	-2,457†	0,014†
	10°	3,15 (3,63)	3,55 (6,25)	-0,571	0,568
	0°	2,33 (4,21)	3,46 (5,23)	-1,356	0,175
Delta-AIP	30°	4,99 (4,27)	6,37 (5,50)	-0,842	0,400
	20°	4,81 (4,25)	7,24 (7,09)	-1,081	0,279
	10°	5,38 (3,46)	5,69 (4,81)	-0,324	0,748
	0°	5,48 (5,12)	5,77 (5,34)	-0,347	0,728

* Teste de Wilcoxon. † Diferença estatisticamente significante (p < 0,05).
BSO, desvio da bissetriz; DLP, deslocamento lateral da patela; AIP, ângulo de inclinação da patela.

mica femoropatelar. Nos últimos 30° de extensão, a tuberosidade da tibia sofre rotação externa. Isto gera uma tensão no tendão do quadríceps da coxa e a patela é deslocada lateralmente, aumentando a pressão de contato femoropatelar⁽¹⁶⁻¹⁸⁾. A tensão no retináculo lateral é máxima entre 30° e 20° de flexão, bem como o risco de subluxação lateral^(1,11,19).

As imagens seccionais estáticas, sob contração do quadríceps contra resistência, poderiam desempenhar este papel, se bem que isso não é consenso na literatura. Sasaki e Yagi e Schutzer et al., em estudo por

TC, demonstraram que o DLP e o AIP são maiores sob contração do músculo quadríceps da coxa^(20,21). Porém, a classificação de Schutzer et al. para pacientes com dor patelar foi elaborada sem a contração do quadríceps⁽²²⁾. Delgado-Martínez et al. afirmaram que a TC com a contração do quadríceps não acrescenta dados importantes em relação ao exame sem a contração do quadríceps⁽²³⁾.

Há vários parâmetros quantitativos descritos na avaliação da articulação femoropatelar, sem que haja um consenso na literatura. Determinação de todas as referên-

cias anatômicas, bem como a realização das próprias medições, nem sempre seriam possíveis⁽²⁴⁾. Uma alternativa seria a avaliação subjetiva. Aparentemente, ela oferece facilidades na distinção entre diferentes graus de subluxação lateral, com baixo grau de variação interobservador⁽¹¹⁾. Não adotamos em nosso estudo, pela falta de referências exatas para permitir reprodutibilidade dos dados na comparação da RME e da RMC.

Adotamos a linha intercondilar posterior para os nossos parâmetros. Esta linha apresenta vantagem de não sofrer modificações pela presença da hipoplasia condilar lateral⁽²³⁾. Por outro lado, conforme Delgado-Martínez et al., os coeficientes de correlação interobservador e intra-observador foram maiores quando foi utilizada a linha intercondilar anterior⁽²⁴⁾.

Não há, ainda, um método consistente na medição da translação patelar e falta uma definição da normalidade para ela^(25,26). Os valores de referência publicados para exames estáticos não têm validade na RMC, isto porque pequenas subluxações laterais, não-detectadas na RME, são detectáveis na RMC no final do movimento de extensão⁽²⁷⁾. Brossmann et al. relataram diferenças estatisticamente significantes entre RME e RMC no grupo dos voluntários assintomáticos. Isto foi observado no BSO e no AIP entre 10° de flexão até a extensão completa⁽¹⁵⁾. Os nossos achados são semelhantes. Encontramos diferenças estatisticamente significantes para todos os três parâmetros nesta faixa de flexão. Para BSO e para DLP, isso foi observado entre 20° de flexão até a extensão completa. Segundo Kujala et al., a articulação femoropatelar comporta-se de maneira diferente no sexo masculino e no sexo feminino na RME⁽⁹⁾. Segundo Csintalan et al., há diferenças significativas entre os sexos no comportamento biodinâmico da articulação femoropatelar⁽²⁸⁾. Esses aspectos reforçam a necessidade de obter valores de referência para a população normal para ambos os sexos.

Um aspecto a destacar no nosso trabalho é o posicionamento da bobina. Os aparelhos atuais de RM, na sua configuração fechada, conforme McNally e Muhle et al., permitem a amplitude de movimento entre 30° de flexão até a extensão completa^(11,29). No entanto, a nossa preocupação era se o

espaço era suficiente para todos os indivíduos neste desenho. No nosso sistema, o espaço disponível é maior. Isto se deve ao fato de a bobina ser posicionada a 3 cm acima da extremidade interna da mesa, utilizando o espaço livre do magneto que seria ocupado pela mesa de exame nos desenhos convencionais.

Realizamos o estudo em decúbito dorsal sem resistência à extensão. Em decúbito ventral, a patela ficaria fixada na mesa, restringindo o seu movimento⁽¹¹⁾. O posicionamento e a realização dos exames foram realizados sem um mecanismo específico de posicionamento. Mas, obedecendo rigorosamente os padrões previamente definidos, tanto com os reparos anatômicos quanto ao método de realização dos exames, foi permitida a aquisição das imagens nos mesmos padrões, e assim reduzida a possibilidade de geração de erros seqüenciais. Sem um mecanismo especialmente construído para esta finalidade, houve necessidade de verificação em dois estágios. O primeiro consistiu em garantir o posicionamento com o grau de flexão mais próximo de 30°. O segundo consistiu em garantir a contração do músculo quadríceps da coxa ao longo de todo o movimento de extensão na RMC. Estas fases de verificação consumiram boa parte do tempo utilizado. A possibilidade de construção de um dispositivo específico chegou a ser cogitada. Mas, estando numa fase inicial do projeto, a decisão a foi de verificar todos os passos e obter dados necessários na construção de um dispositivo permanente.

McNally⁽¹¹⁾ e Shellock et al.⁽³⁰⁾ utilizaram bobina de quadratura para corpo. A opção de Brossmann et al.^(10,15) foi a bobina de superfície. As bobinas de superfície conseguem maior relação sinal/ruído sobre uma área menor. O outro lado da moeda é a falta de homogeneidade da recepção de sinal de radiofrequência, se comparada com a bobina de quadratura⁽³¹⁾. A bobina de quadratura construída especificamente para o estudo do joelho constitui uma opção lógica. Isso porque tem melhor relação sinal/ruído que a bobina de corpo, com padrão de recepção mais uniforme que a bobina de superfície. A sua desvantagem está na dificuldade de posicionamento, uma vez que a extremidade externa da bobina envolve a parte média da coxa (Figura 1C). As li-

mitações quanto ao diâmetro da bobina podem não permitir o exame em alguns pacientes. Porém, no nosso estudo, focado na avaliação da articulação femoropatelar, a grande maioria dos pacientes era do sexo feminino, com coxas relativamente delgadas, e não houve impedimento na realização do estudo proposto em nenhum dos casos.

Como a medição foi realizada por um único radiologista, possuindo dados clínicos, não houve avaliações quanto à variabilidade interobservador. Com a amostragem relativamente pequena, a homogeneidade da amostragem passa a ser importante. Todos os pacientes mostraram quadro clínico manifesto da instabilidade femoropatelar, sendo a maioria bilateral. Deste modo, não foi possível um estudo estatístico independente para ambos os sexos.

A obtenção dos valores dos delta-parâmetros requer várias fases de manipulação de dados. Isto poderia gerar erros somatórios ao longo do processo. Testes não-paramétricos apresentam menor poder de teste para a rejeição da hipótese nula, e ao mesmo tempo são mais conservadores que os testes paramétricos⁽³²⁾.

Acreditamos que o nosso sistema de posicionamento, em combinação da RME e da RMC, pode se tornar, em conjunto, um método muito sensível na avaliação das alterações biomecânicas na articulação femoropatelar.

CONCLUSÃO

A RMC, quando realizada em conjunto com a RME, indica que há maior força resultante lateral na faixa de 30° a 20° de flexão, especialmente nos indivíduos sintomáticos, para a instabilidade femoropatelar. Estas evidências indicam a potencialidade da RMC na avaliação da articulação femoropatelar em pacientes com suspeita de instabilidade femoropatelar sem achados significativos nos métodos de imagens convencionais.

Agradecimentos

Nossos agradecimentos à Coordenadoria de Aperfeiçoamento do Pessoal de Nível Superior (Capes) – Conselho Nacional de Educação, Ministério da Educação, Brasil, pelo suporte financeiro.

REFERÊNCIAS

- Inoue M, Shino K, Hirose H, Horibe S, Ono K. Subluxation of the patella. Computed tomography analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg Am* 1988;70:1331–1337.
- Lin F, Wang G, Koh JL, Hendrix RW, Zhang LQ. In vivo and noninvasive three-dimensional patellar tracking induced by individual heads of quadriceps. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:93–101.
- Wilk KE, Briem K, Reinold MM, Devine KM, Dugas J, Andrews JR. Rehabilitation of articular lesions in the athlete's knee. *J Orthop Sports Phys Ther* 2006;36:815–827.
- Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin Orthop Relat Res* 1979; (144):9–15.
- Wiberg G. Roentgenographic and anatomic studies on the femoropatellar joint. With special reference to chondromalacia patellae. *Acta Orthop Scand* 1941;12:319–410.
- Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH, Cool CR. Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg Am* 1974;56:1391–1396.
- Maldague B, Malghem J. Radiologie de l'instabilité rotulienne: intérêt du cliché de profil et de la vue axiale à 30° rotation externe. *Acta Orthop Belg* 1989;55:311–329.
- Delgado-Martins H. A study of the position of the patella using computerized tomography. *J Bone Joint Surg Br* 1979;61-B:443–444.
- Kujala UM, Österman K, Kormanen M, Komu M, Schlenzka D. Patellar motion analyzed by magnetic resonance imaging. *Acta Orthop Scand* 1989;60:13–16.
- Brossmann J, Muhle C, Büll CC, et al. Cine MR imaging before and after realignment surgery for patellar maltracking – comparison with axial radiographs. *Skeletal Radiol* 1995;24:191–196.
- McNally EG. Imaging assessment of anterior knee pain and patellar maltracking. *Skeletal Radiol* 2001;30:484–495.
- Pfirrmann CWA, Zanetti M, Romero J, Hodler J. Femoral trochlear dysplasia: MR findings. *Radiology* 2000;216:858–864.
- Fithian DC, Mishra DK, Balen PF, Stone ML, Daniel DM. Instrumented measurement of patellar mobility. *Am J Sports Med* 1995;23:607–615.
- Warwick R, William P. Gray's Anatomy. 35th ed. Edinburgh: Longman Group Limited, 1973;391–394, 450–460.
- Brossmann J, Muhle C, Schröder C, et al. Patellar tracking patterns during active and passive knee extension: evaluation with motion-triggered cine MR imaging. *Radiology* 1993;187:205–212.
- Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand* 1972;43:126–137.
- Kumagai M, Mizuno Y, Mattessich SM, Elias JJ, Cosgarea AJ, Chao EY. Posterior cruciate ligament rupture alters in vitro knee kinematics. *Clin Orthop Relat Res* 2002;(395):241–248.
- Li G, DeFrate LE, Zayontz S, Park SE, Gill TJ. The effect of tibiofemoral joint kinematics on patellofemoral contact pressures under simulated muscle loads. *J Orthop Res* 2004;22:801–806.
- Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR, Butler DL. Biomechanics of the knee-extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66:725–734.

20. Sasaki T, Yagi T. Subluxation of the patella. Investigation by computerized tomography. *Int Orthop* 1986;10:115–120.
21. Schutzer SF, Ramsby GR, Fulkerson JP. The evaluation of patellofemoral pain using computerized tomography. A preliminary study. *Clin Orthop Relat Res* 1986;(204):286–293.
22. Schutzer SF, Ramsby GR, Fulkerson JP. Computed tomographic classification of patellofemoral pain patients. *Orthop Clin North Am* 1986;17:235–248.
23. Delgado-Martínez AD, Estrada C, Rodríguez-Merchán EC, Atienza M, Ordóñez JM. CT scanning of the patellofemoral joint. The quadriceps relaxed or contracted? *Intern Orthop* 1996;20:159–162.
24. Delgado-Martínez AD, Rodríguez-Merchán EC, Ballesteros R, Luna JD. Reproducibility of patellofemoral CT scan measurements. *Intern Orthop* 2000;24:5–8.
25. Katchburian MV, Bull AMJ, Shih YF, Heatley FW, Amis AA. Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature. *Clin Orthop Relat Res* 2003;(412):241–259.
26. Laprade J, Lee R. Real-time measurement of patellofemoral kinematics in asymptomatic subjects. *Knee* 2005;12:63–72.
27. O'Donnell P, Johnstone C, Watson M, McNally E, Ostlere S. Evaluation of patellar tracking in symptomatic and asymptomatic individuals by magnetic resonance imaging. *Skeletal Radiol* 2005;34:130–135.
28. Csintalan RP, Schulz MM, Woo J, McMahon PJ, Lee TQ. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop Relat Res* 2002;(402):260–269.
29. Muhle C, Brossmann J, Heller M. Kinematic CT and MR imaging of the patellofemoral joint. *Eur Radiol* 1999;9:508–518.
30. Shellock FG, Foo TKF, Deutsch AL, Mink JH. Patellofemoral joint: evaluation during active flexion with ultrafast spoiled GRASS MR imaging. *Radiology* 1991;180:581–585.
31. Welker KM, Tsuruda JS, Hadley JR, Hayes CE. Radio-frequency coil selection for MR imaging of the brain and skull base. *Radiology* 2001;221:11–25.
32. Applegate KE, Tello R, Ying J. Hypothesis testing III: counts and medians. *Radiology* 2003;228:603–608.