



ConScientiae Saúde

ISSN: 1677-1028

conscientiaesaude@uninove.br

Universidade Nove de Julho

Brasil

Uliam Kuriki, Heloyse; Mícolis de Azevedo, Fábio; de Faria Negrão Filho, Rúben; Alves, Neri
Análise do ângulo de rotação da coxa em indivíduos com síndrome da dor patelofemoral durante a
subida de degraus

ConScientiae Saúde, vol. 11, núm. 2, abril-junio, 2012, pp. 233-241
Universidade Nove de Julho
São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=92923674005>

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

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe , Espanha e Portugal
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Análise do ângulo de rotação da coxa em indivíduos com síndrome da dor patelofemoral durante a subida de degraus

Analysis of the thigh rotation angle in individuals with patellofemoral pain syndrome during stair walking

Heloyse Uliam Kuriki¹; Fábio Mícolis de Azevedo²; Rúben de Faria Negrão Filho²; Neri Alves³

¹ Fisioterapeuta, Mestre, Doutoranda do Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia, Escola de Engenharia de São Carlos – USP, São Carlos, SP; Membro do Laboratório de Biomecânica e Controle Motor, Faculdade de Ciências e Tecnologia – Unesp, Presidente Prudente, SP – Brasil.

² Fisioterapeutas, Doutores, Membros do Laboratório de Biomecânica e Controle Motor, Faculdade de Ciências e Tecnologia – Unesp, Presidente Prudente, SP – Brasil.

³ Físico, Doutor, Docente do Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia, Escola de Engenharia de São Carlos, USP, São Carlos, SP; Membro do Laboratório de Biomecânica e Controle Motor, Faculdade de Ciências e Tecnologia – Unesp, Presidente Prudente, SP – Brasil.

Endereço para correspondência

Laboratório de Biomecânica e Controle Motor – A/C

Heloyse Uliam Kuriki.

R. Roberto Simonsen, 305

19060-080 – Presidente Prudente, SP – Brasil.

heloysekuriki@yahoo.com.br

Resumo

Introdução: A rotação no fêmur pode levar ao aumento da dor em indivíduos com síndrome dolorosa patelofemoral (SDFP). Entretanto, poucos estudos são encontrados com o objetivo de mensurar essa rotação. **Objetivo:** Comparar o ângulo de rotação do fêmur de indivíduos com e sem SDFP durante a subida de degraus. **Métodos.** Foi analisada a rotação do fêmur em 11 voluntárias com SDFP; e 22, sem SDFP, utilizando o *Ariel Performance Analysis System* para aquisição e digitalização dos pontos, um algoritmo para o cálculo da rotação e o teste “t” de Student, com significância de 5%, para comparação dos dados. **Resultados:** Quanto à rotação externa, o grupo SDFP apresentou maior rotação, $8,86^\circ(\pm7,6^\circ)$, em relação ao controle, $5,72^\circ(\pm5,0^\circ)$, ($p=0,015$). **Conclusão:** Verificou-se que indivíduos com SDFP apresentaram maior ângulo de rotação externa de fêmur, o que pode ser o fator desencadeador da dor, já que uma maior rotação leva a um aumento da pressão patelar.

Descriptores: Cinemática; Quadril Síndrome da dor patelofemoral; Rotação.

Abstract

Introduction: The femur rotation can lead to increased pain in individuals with patellofemoral pain syndrome (PFPS). However, few studies are found in order to measure this rotation. **Objective:** Compare the angle of the femur rotation of patients with and without PFPS during stair climbing. **Methods:** Femur rotation was analyzed in 11 female volunteers with PFPS and 22 without PFPS using the Ariel Performance Analysis System for data acquisition and digitization, an algorithm for calculating the rotation and Student's t-test for comparison of data, with 5% of significance. **Results:** Regarding external rotation, the PFPS group had a higher angle $8.86^\circ (\pm7.6^\circ)$ in relation to the control group $5.72^\circ (\pm5.0^\circ)$ ($p=0.015$). **Conclusion:** The results showed that individuals with PFPS presented a greater external rotation angle, what can be the factor that causes the pain, as further rotation leads to an increase in patellar pressure.

Key words: Hip; Patellofemoral pain syndrome; Kinematics; Rotation.

Introdução

Apesar de ser um dos problemas mais comuns envolvendo o joelho, os fatores relacionados à etiologia da síndrome da dor patelofemoral (SDFP) ainda não são claramente estabelecidos¹⁻⁶. Estudos sugerem que possa haver um desequilíbrio da ação muscular entre os vastos do quadríceps⁷⁻⁹ ou alterações anatômicas, como sulco intercondilar mais raso¹⁰; ou ainda, uma movimentação anormal devido à rotação do fêmur e/ou da tíbia¹¹⁻¹³.

Para avaliar a influência das componentes rotacionais na SDFP, estudos vêm analisando o comportamento da articulação patelofemoral utilizando técnicas, tais como ressonância magnética, análise dos momentos articulares e variações angulares durante os movimentos¹⁴⁻¹⁸. Souza e Powers¹⁹ avaliaram os momentos articulares durante atividades funcionais, como correr, pular e descer um degrau e mostraram que o torque do quadril em indivíduos com SDFP é diminuído para a abdução e para a extensão, quando comparados aos sujeitos do grupo controle. Esses autores também mensuraram o ângulo de rotação do quadril utilizando um sistema de análise de imagens e verificaram que os indivíduos com SDFP apresentaram maior ângulo de rotação interna (média ± SD, 7,6° ± 7,0°) em relação ao grupo controle (média ± SD, 1,2° ± 3,8°)¹⁹. Também usando um sistema de análise de imagens, Bolgla et al.²⁰ não observaram diferença entre os ângulos de rotação interna entre os componentes do grupo controle (1,0°) e aqueles com SDFP (2,1°), durante a descida de degraus.

A atividade de subir ou descer escadas resulta em uma maior sobrecarga sobre a articulação femoropatelar e, assim, está frequentemente associada aos sintomas da SDFP⁹. O aumento da pressão patelofemoral, a distribuição lateral das forças e a inclinação lateral durante a subida fornecem uma possível explicação biomecânica para a dor patelofemoral que é com frequência associada a essa atividade²¹. Entretanto, poucos estudos se preocuparam em avaliar a rotação de fêmur durante essa atividade em indivíduos com

SDFP. Acredita-se que pessoas com SDFP apresentem uma maior rotação do fêmur durante a subida de degraus, o que leva a um maior contato do côndilo femoral com a patela e resulta em dor. Verifica-se, também, que poucos estudos são encontrados na literatura com o objetivo de mensurar a rotação do fêmur durante atividades funcionais e verificar se há influência dessa rotação na instalação ou agravação da SDFP^{20,22}. Entende-se que essa lacuna deva-se à dificuldade em se utilizar um sistema de medidas adequado e confiável para tal mensuração, visto que os sistemas de análise de imagem são caros e as medidas por meio de goniometria podem não ser tão precisas, uma vez que a amplitude da rotação pode ser muito pequena. Assim, a proposta neste estudo foi comparar indivíduos com e sem SDFP, durante a subida de degraus, com relação à rotação de fêmur utilizando um sistema acessível para a análise de imagem, que possa ser facilmente implementado à avaliação clínica e, dessa maneira, divulgar o protocolo desenvolvido para o cálculo dos ângulos rotacionais.

Materiais e métodos

Sujeitos

Foram avaliados 33 indivíduos divididos em dois grupos da seguinte maneira: (i) grupo SDFP formado por 11 voluntárias do sexo feminino, com diagnóstico médico de SDFP, idade de $24,0 \pm 3,0$ anos (média ± SD), $57,3 \pm 5,3$ kg e altura de $161,9 \pm 5,9$ cm, todas com dominância direita e com diagnóstico de SDFP no membro inferior direito; (ii) grupo controle composto por 22 voluntárias do sexo feminino, sem história de dor ou lesão no joelho, idade de $23,0 \pm 2,0$ anos, $55,0 \pm 6,0$ kg e $161,2 \pm 4,8$ cm de altura, todas com dominância direita. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências e Tecnologia da UNESP de Presidente Prudente (protocolo número 166/2007) e todas as voluntárias assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido após terem sido informadas sobre a participação na pesquisa, conforme a Resolução 196/96

do Conselho Nacional de Saúde para pesquisas com seres humanos. Além do diagnóstico médico fornecido por um ortopedista, um protocolo de avaliação clínica foi aplicado, confirmando a condição patológica ou a ausência de lesões no joelho que pudessem prejudicar os resultados, incluindo identificação, anamnese, escala visual analógica de dor, e testes clínicos e funcionais; mais detalhes sobre os critérios de inclusão e exclusão são mostrados na Tabela 1²³⁻²⁵. Todos os testes foram realizados pela mesma fisioterapeuta.

Instrumentação

Para a aquisição dos dados foi montado um sistema de aquisição e processamento de imagem tridimensional (3D), composto por três câmeras filmadoras digitais, com velocidade de aquisição de 60 Hz, um volume de calibração, um software para aquisição e digitalização dos dados e um algoritmo para o processamento das imagens. Foram utilizadas câmeras comerciais de marca nacional, fixadas na sala de avaliação de maneira que cada ponto de interesse fosse visualizado por pelo menos duas das câmeras, que todo o espaço onde o movimento ocorreria fosse filmado, e que os eixos ópticos das câmeras não fossem colineares, condição essa necessária para a filmagem tridimensional. O volume de calibração foi formado por um cubo delimitado por marcadores reflexivos com distâncias pré-estabelecidas e fixas entre eles (Figura 1), e o software utilizado para aquisição e digitalização dos pontos foi o APAS (*Ariel Analysis Performance System*). A fim de obter-se o ângulo de rotação do fêmur em relação à pelve, foram utilizados seis marcadores reflexivos com diâmetro de 2 cm, posicionados de maneira a formar dois planos – o primeiro equivalente à pelve: espinhas ilíacas anterossuperior direita e esquerda e sacro; e o segundo ao fêmur direito: trocânter maior do fêmur, parte medial da coxa e epicôndilo lateral do fêmur (Figura 2). Todos os voluntários foram preparados para a coleta pelo mesmo avaliador, a fim de minimizar variações no posicionamento dos marcadores. Para permitir a seleção do

Tabela 1: Critérios de inclusão e exclusão²³⁻²⁵

Critérios de inclusão do grupo SDFP	Diagnóstico médico; Dor retropatelar ou anterior no joelho durante pelo menos duas das seguintes atividades: sentar por tempo prolongado, subir escadas, agachar, correr, ajoelhar, e saltar. Dor à palpação patelar. Sintomas por no mínimo um mês, de início insidioso e sem relação com acidente traumático. Nível de dor de no mínimo três em uma escala visual analógica de dor de 10 cm na última semana. Presença de pelo menos três dos seguintes sinais clínicos: sinal de Clarke, teste de McConnell, teste de Waldron e sinal de Zohler todos positivos, ângulo Q superior a 18°, teste de compressão de Noble positivo, patela em posição lateral ou medial. Mulheres com idade entre 18 e 30 anos. Capazes de executar normalmente as atividades de vida diária.
Critérios de exclusão do grupo SDFP	Diagnóstico prévio de patologias específicas do joelho, como gonartrose, lesão ligamentar, lesão de menisco, lesão do tendão patelar, degeneração articular, osteoartrite ou dor referida vinda da coluna. Cirurgia no joelho. História de deslocamento ou subluxação patelar. Tratamentos no joelho, tais como artroscopia, uso de anti-inflamatórios, analgésicos, anestésicos, acupuntura ou fisioterapia, durante os últimos seis meses. Presença de doenças neurológicas e processos inflamatórios.
Critérios de inclusão no grupo controle	Nenhuma dor nos joelhos no último ano. Nenhum problema de saúde local ou sistêmico, incluindo dor crônica. Nenhuma cirurgia prévia nos joelhos. Não usar analgésicos regularmente. Idade entre 18 e 30 anos.

sinal no momento de interesse, um sistema formado por LEDs (*light emitter diode* – diodo emissor de luz) foi montado: ao tirar o primeiro pé da escada um LED era aceso no campo de visão da câmera, bem como ao colocar o pé direito no último degrau, indicando o fim do movimento.

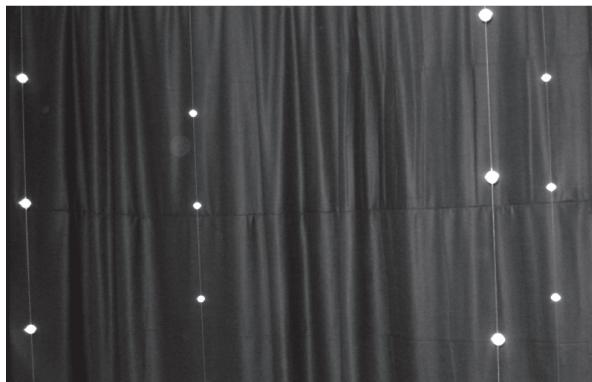


Figura 1: Volume de calibração utilizado pelo sistema de imagens



Figura 2: Voluntária realizando a subida de escada. Nota-se o posicionamento dos marcadores reflexivos nos locais de interesse do corpo, bem como o acendimento dos LEDs, conforme pisa em cada degrau

Para verificar a precisão do sistema montado, testes foram realizados com um protótipo que era movimentado de maneira a se assemelhar ao movimento da coxa (Figura 3). Fixado a esse protótipo existia um goniômetro, para indicar a amplitude do movimento independente do sistema de aquisição. Utilizando esse protótipo e realizando movimentos de rotação tanto em um plano como com o protótipo inclinado em diferentes angulações, obteve-se uma precisão de $0,03^\circ$ para o movimento no plano; e $0,07^\circ$, para o movimento com inclinação, quando se realizou uma série de cinco movimentos. Entendeu-se então que o sistema e o algoritmo desenvolvidos eram adequados para avaliação das voluntárias.

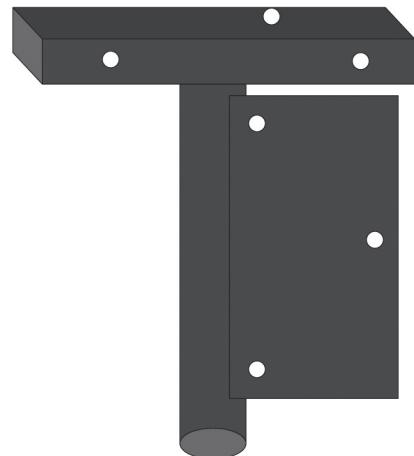


Figura 3: Protótipo desenvolvido para o cálculo da precisão da medida do algoritmo desenvolvido para o cálculo da rotação do fêmur

Protocolo experimental

A atividade realizada pelo sujeito para a monitoração do movimento foi a subida de escada. Para isso, foi utilizada uma escada formada por três degraus de 20 cm de altura. A aquisição dos dados foi iniciada após o preparo das participantes, que envolveu o treino da atividade e o posicionamento dos marcadores. Inicialmente, o volume de calibração foi filmado de maneira que, quando a voluntária realizasse o movimento, ele acontecesse no espaço delimitado pelo volume, para permitir a reconstrução posterior dos pontos. Em seguida, foi realizada a captação da imagem de cada participante realizando o gesto proposto. O movimento iniciou com a voluntária posicionada no primeiro degrau da escada, em posição ortostática. As mulheres foram orientadas a subir a escada em movimento contínuo, iniciando pelo membro inferior direito, na velocidade habitual e de conforto, com alternância dos membros, até alcançar o terceiro degrau e restabelecer a postura ortostática. Cada voluntária repetiu o movimento 12 vezes. Como o intuito era fazer com que a subida de escadas reproduzisse a atividade realizada normalmente, a velocidade não foi controlada; porém, o tempo de execução foi monitorado e não houve diferença entre os grupos.

Processamento e análise dos dados

Para o processamento, foi considerado o intervalo entre o momento em que o pé direito perdeu o contato com o primeiro degrau até o momento em que esse pé entrou em contato com o último degrau, marcados pelos momentos em que os LEDs eram acesos. Todos os sinais foram digitalizados e transformados pelo método DLT (*Direct Linear Transformation*) para realizar a reconstrução do movimento, com filtro digital *butterworth* de segunda ordem, passa-baixa, com frequência de corte de 6 Hz. A reconstrução feita pelo método da DLT fornece a posição dos pontos monitorados em relação às coordenadas de referência pré-estabelecidas no volume de calibração. Assim, a posição de cada marcador corresponde a um vetor nesse sistema de coordenada. Após a reconstrução, esses dados foram exportados em texto (.txt) para permitir a leitura por outros softwares. Dessa maneira, foram processados por um algoritmo programado especialmente para esse trabalho no software MatLab®. Esse algoritmo foi desenvolvido para calcular o ângulo de rotação do fêmur em relação à pelve; o tratamento dos dados baseia-se na transformação de coordenadas cartesianas para coordenadas polares, cálculo de ângulos entre planos geométricos e rotação de vetores. Para calcular a rotação, faz-se a translação do plano referente ao fêmur para a origem do sistema cartesiano, projeta-se o vetor correspondente ao eixo da coxa no eixo z e, então, calcula-se a rotação em torno desse eixo, que representa a rotação do fêmur em relação à pelve, como exposto no Anexo I.

Os valores analisados nesta pesquisa foram aqueles referentes aos picos de rotação interna e externa, como exemplificado na Figura 4. Para a comparação estatística entre os grupos, os dados foram previamente submetidos ao teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov, em seguida, foi aplicado o teste “t” de Student para amostras não pareadas, com nível de significância de 95%.

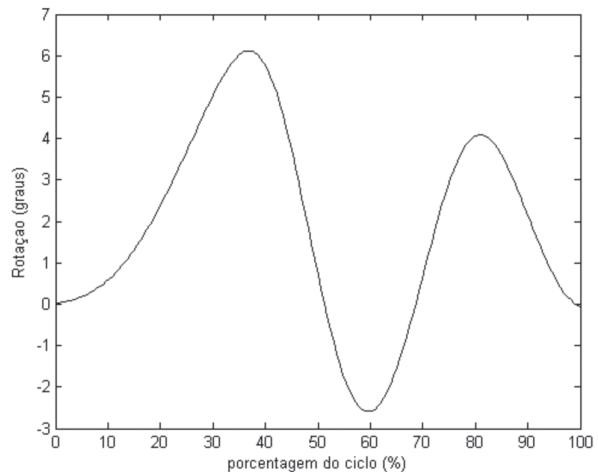


Figura 4: Exemplo de sinal analisado. “A” representa o pico de rotação externa e “B” a rotação interna

Resultados

Os resultados referentes à comparação da rotação de fêmur entre os grupos são mostrados na Tabela 2. Nessa tabela, observa-se o valor médio dos grupos, considerando as 12 subidas de cada voluntária, para a rotação externa e para a interna. No que diz respeito à rotação interna, não houve diferença estatística entre as amplitudes médias de cada grupo. Enquanto as voluntárias do grupo SDFP apresentaram uma rotação média ($\pm SD$) de $5,64^\circ (\pm 6,4^\circ)$, as participantes do grupo controle apresentaram uma média de $5,06^\circ (\pm 5,2^\circ)$ ($p = 0,62$). Já em relação à rotação externa, o SDFP apresentou rotação significantemente maior em relação ao controle ($p = 0,015$), sendo uma média de $8,86^\circ (\pm 7,6^\circ)$, no SDFP; e $5,72^\circ (\pm 5,0^\circ)$, no controle, ou seja, $3,14^\circ$ a mais no grupo de estudo.

Tabela 2: Valores médios ($\pm SD$) de rotação externa e interna

Grupo	Rotação externa (°)	Rotação interna (°)
SDFP	$8,86 \pm 7,6^*$	$5,64 \pm 6,4$
Controle	$5,72 \pm 5,0^*$	$5,06 \pm 5,2$
p-valor	0,015	0,62

* refere-se a $p < 0,05$

Discussão

Neste estudo, a amplitude de rotação foi mensurada para o fêmur, com o intuito de entender se indivíduos com SDFP apresentam diferença na rotação femoral em comparação aos assintomáticos e propor a utilização de um algoritmo para o cálculo da rotação. Percebeu-se pelos resultados que, utilizando esse algoritmo com o processamento desenvolvido, é possível mensurar o ângulo de rotação do fêmur e então utilizar esse dado para comparar os grupos de estudo.

Durante o gesto avaliado existe tanto rotação interna quanto externa de fêmur. No que diz respeito à amplitude rotacional do fêmur, a Tabela 2 mostra que não existe diferença na rotação interna entre as voluntárias sintomáticas e assintomáticas; porém, em relação à rotação externa essa diferença é significante, uma vez que as participantes com SDFP apresentaram uma maior amplitude.

Não foram encontrados estudos na literatura em que se compararam os ângulos de rotação interna entre indivíduos com e sem SDFP, durante a subida de degraus. Sabe-se que durante a fase de apoio da marcha ocorre uma rotação interna de até 7°²⁶, assemelhando-se, dessa maneira, à amplitude que se observou, neste trabalho, para a subida de escada tanto nas voluntárias clinicamente saudáveis como nas participantes com SDFP. Utilizando métodos de ressonância magnética dinâmica, Powers et al.²⁷ demonstraram que a inclinação lateral da patela está mais fortemente associada à rotação interna do fêmur que ao movimento patelar propriamente dito. Assim, concluem que a dor patelar deve ser proveniente de uma maior rotação de fêmur, porém não compararam com indivíduos sem sinais e sintomas de dor patelar para verificar se há um aumento significativo da rotação interna. Lee et al.²⁸ estudaram a influência de uma rotação fixa no fêmur na mecânica da articulação femoropatelar e mostraram que uma rotação interna de 30° aumenta significativamente o estresse patelofemoral; no entanto, esses dados foram obtidos em um estudo cadavérico.

Em relação à rotação externa, foi observado que existe diferença significante entre os grupos avaliados, pois as participantes com SDFP ($8,86^\circ \pm 7,6^\circ$) apresentaram uma maior rotação em relação as do grupo controle ($5,72^\circ \pm 5,0^\circ$). Com relação ao erro-padrão da média (SEM) dessas medidas, encontrou-se que, para o grupo controle, o SEM foi de $1,26^\circ$; e para o grupo com SDFP, de $2,78^\circ$; assim, a diferença de 3° encontrada entre os grupos, de fato é significativa. Em uma pesquisa realizada em 2008, com 20 sujeitos com SDFP e 20 clinicamente normais, revelou-se que há uma maior rotação externa de fêmur durante corrida, agachamento e salto no grupo com SDFP em relação ao controle²⁹. Lee, Morris, Csintalan¹¹ relataram que uma rotação femoral resulta em um aumento do contato do côndilo do fêmur na borda contralateral da patela, ou seja, uma rotação interna leva a um aumento da pressão na região lateral da patela, enquanto que a externa leva a um aumento de pressão na região medial. Assim, o aumento da rotação externa, encontrado no estudo aqui apresentado e no de Willson et al.²⁹, pode sugerir um aumento da força de contato do fêmur na borda medial da patela, que causa a dor nos indivíduos avaliados.

Alguns autores relatam que existe um atraso na ativação do vasto medial em relação ao vasto lateral nos indivíduos com SDFP³⁰. Essa falta de controle neuromotor pode ser o fator que leva a estratégias diferentes de movimento e, dessa forma, aumenta a rotação femoral. Ou, a rotação externa de fêmur aumentada leva à dor devido à compressão na parte medial da patela, o que estimula os proprioceptores dessa região e, como resposta a esse estímulo, o sistema neuromotor modula a atividade do VM, o que também pode justificar o atraso relatado para o início da ativação desse músculo, devendo isso ser um mecanismo antalgico de controle motor. Entretanto, estudos devem ser realizados utilizando concomitantemente variáveis cinemáticas e eletromiográficas para entender o comportamento neuromotor.

Por ser uma das atividades funcionais diárias que agrava os sintomas da dor na SDFP, a subida de degraus foi o movimento escolhido

para avaliação neste estudo. Uma das formas de tratamento comumente propostas para a SDFP é o fortalecimento da musculatura extensora, especialmente do vasto medial do quadríceps³¹. Percebeu-se nesta pesquisa que realizar movimentos em cadeia cinética aberta pode levar a uma maior rotação externa do fêmur, o que irá acarretar em um maior contato medial na patela e dor nessa região. Assim, sugere-se aos clínicos avaliar o efeito do exercício em cadeia cinética fechada para o tratamento da SDFP, podendo essa ser uma melhor estratégia para obter o fortalecimento muscular sem acarretar em dor ao paciente.

Deve-se considerar que qualquer avaliação em que os instrumentos de captação devam ser posicionados na superfície da pele (análise de imagem, eletromiografia de superfície) apresenta uma variação dos dados inerentes ao movimento da própria pele. Contudo, essa variação está embutida no erro-padrão das medidas; assim, neste estudo, percebe-se que a diferença encontrada entre os grupos não está prejudicada pelo movimento da pele. No entanto, sugere-se que futuras pesquisas realizem as mesmas medidas em dias distintos para que possam ser testadas variáveis relacionadas à reproduzibilidade, confiabilidade e especificidade da medida. Outra limitação que deve ser apontada é o controle da velocidade. Como aqui, o objetivo foi estudar os indivíduos durante uma atividade funcional, houve a necessidade de orientá-los a realizar a atividade de maneira habitual. Entende-se que pode haver uma influência da velocidade na sobrecarga articular e, consequentemente no aumento da rotação. Por isso, apesar de não ter sido controlada, a velocidade foi monitorada; e, como não foi observada diferença entre os grupos, esse fator não influenciou os resultados. Sugere-se aos próximos estudos na área, que monitorem a velocidade e, caso percebam algum indivíduo discrepante da média, que esse seja excluído da amostra. Com relação ao posicionamento de marcadores na pele, os pesquisadores devem atentar-se ao correto posicionamento e fixação e em manter um posicionamento padrão entre todos os voluntários avaliados.

Conclusão

Nesta pesquisa, o objetivo foi comparar os ângulos de rotação femoral entre voluntárias com SDFP e participantes clinicamente saudáveis e divulgar o algoritmo desenvolvido para o cálculo da rotação para que outros profissionais possam utilizá-lo em avaliações clínicas. Verificou-se que as pessoas com dor patelofemoral apresentaram um maior ângulo de rotação externa de fêmur em comparação às do grupo controle, o que pode ser o fator desencadeador da dor.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa concedida para a realização desta pesquisa.

Referências

- Sheehan FT, Derasari A, Brindle TJ, Alter KE. Understanding patellofemoral pain with maltracking in the presence of joint laxity: complete 3D in vivo patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *J Orthop Res.* 2009;27(5):561-70.
- Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the joint undertaking to monitor and prevent ACL injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med.* 2009;37(11):2108-16.
- Draper CE, Besier TF, Santos JM, Jennings F, Fredericson M, Gold GE, et al. Using real-time MRI to quantify altered joint kinematics in subjects with patellofemoral pain and to evaluate the effects of a patellar brace or sleeve on joint motion. *J Orthop Res.* 2009;27(5):571-7.
- Collins NJ, Crossley KM, Darnell R, Vicenzino B. Predictors of short and long term outcome in patellofemoral pain syndrome: a prospective longitudinal study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2010 Jan;11:7.
- Harbaugh CM, Wilson NA, Sheehan FT. Correlating femoral shape with patellar kinematics in patients with patellofemoral pain. *J Orthop Res.* 2010;28(7):865-72.

6. Pal S, Draper CE, Fredericson M, Gold GE, Delp SL, Beupre GS, et al. Patellar maltracking correlates with vastus medialis activation delay in patellofemoral pain patients. *Am J Sports Med.* 2011 Mar;39(3):590-8.
7. Tumia N, Maffulli N. Patellofemoral Pain in Female Athletes. *Sports Med Arthrosc.* 2002;10(1):69-75.
8. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med and Rehabil.* 2001;82(2):183-9.
9. Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Res.* 2004;22(2):267-74.
10. Powers CM. Patellar kinematics, part II: the influence of the depth of the trochlear groove in subjects with and without patellofemoral pain. *Physical Therapy.* 2000;80(10):965-73.
11. Lee TQ, Morris G, Csintalan RP. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):686-93.
12. Bellchamber TL, van den Bogert AJ. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *J Biomech.* 2000;33(11):1397-403.
13. Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture.* 2011;33(2):286-91.
14. Sheehan FT, Zajac FE, Drace JE. In vivo tracking of the human patella using cine phase contrast magnetic resonance imaging. *J Biomech Eng -Transactions of the Asme.* 1999;121(6):650-6.
15. Witonski D, Goraj B. Patellar motion analyzed by kinematic and dynamic axial magnetic resonance imaging in patients with anterior knee pain syndrome. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1999;119(1-2):46-9.
16. Fellows RA, Hill NA, Gill HS, MacIntyre NJ, Harrison MM, Ellis RE, et al. Magnetic resonance imaging for in vivo assessment of three-dimensional patellar tracking. *J Biomech.* 2005;38(8):1643-52.
17. Patel VV, Hall K, Ries M, Lindsey C, Ozhinsky E, Lu Y, et al. Magnetic resonance imaging of patellofemoral kinematics with weight-bearing. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85A(12):2419-24.
18. Patel VV, Hall K, Ries M, Lotz J, Ozhinsky E, Lindsey C, et al. A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. *J Orthop Res.* 2004;22(2):283-92.
19. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(1):12-9.
20. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(1):12-8.
21. Goudakos IG, König C, Schöttle PB, Taylor WR, Singh NB, Roberts I, et al. Stair climbing results in more challenging patellofemoral contact mechanics and kinematics than walking at early knee flexion under physiological-like quadriceps loading. *J Biomech.* 2009;42(15):2590-6.
22. Mascal LC, Landel R, Powers CM. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *Alexandria. J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):647-60.
23. Cowan SM, Hodges PW, Bennell KL, Crossley KM. Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(7):989-95.
24. Jensen R, Hystad T, Kvæle A, Baerheim A. Quantitative sensory testing of patients with long lasting Patellofemoral pain syndrome. *Eur J Pain.* 2007;11(6):665-76.
25. Magee DJ. Orthopedic physical assessment. 5th ed. Philadelphia: Saunders; 2008.
26. Levens AS, Inman VT, Blosser JA. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. *J Bone Joint Surg Am.* 1948;30-A(4):859-72.
27. Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):677-85.
28. Lee TQ, Anzel SH, Bennett KA, Pang D, Kim WC. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clin Orthop Rel Res.* 1994 May(302):69-74.
29. Willson JD, Binder-Macleod S, Davis IS. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med.* 2008;36(8):1587-96.

30. Felicio LR, Baffa AD, Liporaci RF, Saad MC, De Oliveira AS, Bevilaqua-Grossi D. Analysis of patellar stabilizers muscles and patellar kinematics in anterior knee pain subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(1):148-53.
31. Garcia FR, Azevedo FM, Alves N, Carvalho AC, Padovani CR, Negrao RF. Effects of electrical stimulation of vastus medialis obliquus muscle in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic analysis. *Rev Bras Fisioter.* 2010;14(6):477-82.

%%%%%Algoritmo desenvolvido para cálculo do ângulo de rotação do fêmur%%%%%
 %%%Heloyse Uliam Kuriki, Neri Alves%%%
 %%Laboratório de Biomecânica e Controle Motor – FCT/UNESP%%%

```

A1=data;
L1=length(A1);
L2=L1-L1/7
n1=1
for n=1:L2;
B=A1(n1,1);
if B == 0;
n1=n1+1;
end
A2(n,:)=A1(n1,:);
n1=n1+1;
end

ip=1
for ii=1:6:L2
k1=ii;
k2=ii+1;
k3=ii+2;
k4=ii+3;
k5=ii+4;
k6=ii+5;
Dados=[A2(k2,1)-A2(k1,1) A2(k2,2)-A2(k1,2)
A2(k2,3)-A2(k1,3);A2(k3,1)-A2(k1,1) A2(k3,2)-A2(k1,2)
A2(k3,3)-A2(k1,3);A2(k5,1)-A2(k4,1) A2(k5,2)-A2(k4,2)
A2(k5,3)-A2(k4,3);A2(k6,1)-A2(k4,1) A2(k6,2)-A2(k4,2)
A2(k6,3)-A2(k4,3)];

a=[Dados(1,1); Dados(1,2); Dados(1,3); 1];
b=[Dados(2,1); Dados(2,2); Dados(2,3); 1];

Mod_axz = sqrt((a(1))^2+(a(3))^2);
cos_theta=a(1)/Mod_axz;
sin_theta=a(3)/Mod_axz;
Ry1=[cos_theta 0 sin_theta 0;0 1 0 0;-sin_theta 0
cos_theta 0;0 0 0 1];
a1=Ry1*a;
b1=Ry1*b;

Mod_a1_xy=sqrt(a1(1)^2+a1(2)^2);
cos_alpha=a1(2)/Mod_a1_xy;
sin_alpha=a1(1)/Mod_a1_xy;
Rz=[cos_alpha -sin_alpha 0 0; sin_alpha cos_alpha 0
0;0 1 0;0 0 0 1];
a2=Rz*a1;
b2=Rz*b1;

Mod_b2_xz=sqrt(b2(1)^2+b2(3)^2);
cos_theta=b2(1)/Mod_b2_xz;
sin_theta=b2(3)/Mod_b2_xz;
```

```

Ry2=[cos_theta 0 sin_theta 0;0 1 0 0;-sin_theta 0
cos_theta 0;0 0 0 1];
a3=Ry2*a2;
b3=Ry2*b2;

R=Rz*Ry1;
Rot=Ry2*R;

c=[Dados(3,1); Dados(3,2); Dados(3,3); 1];
d=[Dados(4,1); Dados(4,2); Dados(4,3); 1];
c=Rot*c;
d=Rot*d;

c=[Dados(1,1); Dados(1,2); Dados(1,3); 1];
d=[Dados(2,1); Dados(2,2); Dados(2,3); 1];

Mod_cxz = sqrt((c(1))^2+(c(3))^2);
cos_theta=c(3)/Mod_cxz;
sin_theta=-c(1)/Mod_cxz;
Ry1=[cos_theta 0 sin_theta 0;0 1 0 0;-sin_theta 0
cos_theta 0;0 0 0 1];
c1=Ry1*c;
d1=Ry1*d;

Mod_c1_xz=sqrt(c1(3)^2+c1(2)^2);
cos_phi=c1(3)/Mod_c1_xz;
sin_phi=c1(2)/Mod_c1_xz;
Rx=[1 0 0 0; 0 cos_phi -sin_phi 0;0 sin_phi cos_phi 0;
0 0 1];
c2=Rx*c1;
d2=Rx*d1;

Mod_d2_xy=sqrt(d2(1)^2+d2(2)^2);
beta =acos(d2(1)/Mod_d2_xy);
beta_graus=beta*180/pi;
proj(ip)=beta_graus;
ip=ip+1;
end

proj2=proj';
proj2=proj2-proj2(1);
[b a]=butter(2,1./30);
filtrado=filtfilt(b,a,proj2);
tempo=linspace(0,100,length(filtrado));
plot(tempo,filtrado)
xlabel('porcentagem do ciclo (%)')
ylabel('Rotação (graus)')

'resultados numéricos'
mín(filtrado),máx(filtrado)
```

Anexo 1