

Revisão

Síndrome da dor fêmoro-patelar: implicações para a fisioterapia

Patellofemoral pain syndrome: implications for the physical therapy

Valdeci Carlos Dionísio, D.Sc.*, Gil Lúcio Almeida, D.Sc.**

.....
**Fisioterapeuta, UNICAMP, Docente do Curso de Pós-Graduação da Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP, Docente do Programa de Mestrado em Fisioterapia do Centro Universitário do Triângulo – UNITRI, **Fisioterapeuta, Chefe do Laboratório de Estudos Clínicos em Fisioterapia da Universidade de Ribeirão Preto, Coordenador Geral do Curso de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade de Ribeirão Preto*

Resumo

A proposta deste artigo foi sintetizar o conhecimento científico relevante a respeito da síndrome da dor fêmoro-patelar (SDFP) e discutir as implicações para a fisioterapia. A análise da literatura corrente revela que a causa da SDFP é multifatorial, tendo várias particularidades anatômicas, mecânicas e neuromusculares, as quais podem atuar como fatores geradores dessa síndrome. Essas observações exigem que o fisioterapeuta busque uma análise criteriosa e individual dos portadores de SDFP, a fim de propor estratégias adequadas a cada caso.

Palavras-chave: fisioterapia, patela, traumatismos do joelho.

Abstract

The proposal of this article was to synthesize the scientific knowledge relevant to patellofemoral pain syndrome (PFPS) and to discuss the implications for the physical therapy. The analysis of the current literature reveals that the etiology of PFPS is multifactorial, which can act as factors generating this syndrome. Those observations demand that the physiotherapist looks for a discerning and individual analysis of the people with PFPS, in order to propose appropriate strategies to each case.

Key-words: physical therapy, patella, patellofemoral pain syndrome.

Introdução

A identificação dos mecanismos funcionais do joelho e de suas lesões ainda é um desafio para os estudiosos, em particular, no que se refere à articulação fêmoro-patelar. Muitas afecções podem acometer essa articulação e provocar grandes limitações funcionais no joelho. Entre essas afecções, destaca-se a condromalácia patelar [1], plica sinovial, tendinite patelar, epifisite patelar (*Jumper's knee*) [2], bursite, doença de *Osgood-Schlatter* e doença de *Hoffa* [3].

Todas essas lesões levam a um conjunto de sinais e sintomas semelhantes como, dor anterior no joelho, eventualmente um derrame articular (aumento do líquido sinovial), crepitação e falseio durante o movimento. A dificuldade

nos movimentos de flexão e extensão do joelho, de subir e descer escadas, de fazer agachamentos, e desconforto ou dor após repouso prolongado do membro, são relatos comuns dos portadores dessas afecções. Esses sinais e sintomas são classificados geralmente como “Síndrome da Dor Fêmoro-Patelar” (SDFP) com uma incidência de aproximadamente vinte e cinco por cento de todos os diagnósticos ortopédicos [4,5]. Essa alta incidência deve-se à grande utilização dessa articulação, especialmente em atividades esportivas, com destaque para a participação crescente das mulheres, que são mais acometidas por esta síndrome do que os homens. Entretanto, entre os atletas, os homens ainda são em maior número, por serem maioria [6].

Recebido em 2 de abril de 2007; aceito em 10 de julho de 2007.

Endereço para correspondência: Valdeci Carlos Dionísio, Rua Iguape, 1261/14 Jd Paulistano, 14090-090 Ribeirão Preto SP, Tel: (16) 3618-3530, E-mail: vcdionisio@gmail.com

Os fatores causadores desta síndrome foram classificados como intrínsecos e extrínsecos à cartilagem articular [7,8]. Entretanto, o desalinhamento do mecanismo extensor e a subluxação ou deslocamento da patela são citados como fontes causadoras de qualquer uma das afecções que compõem a SDFP [9,10].

Neste texto, vamos categorizar os fatores causadores da SDFP em anatômicos, mecânicos e neuromusculares.

Considerações anatômicas e mecânicas

Os movimentos da patela com o fêmur ocorrem no sulco troclear, localizado entre os côndilos femoral lateral e medial. Esse sulco é recoberto por um conjunto de bolsas, onde repousa a patela [11]. Os movimentos da patela são gerados pela ativação das quatro porções que compõem o músculo do quadríceps [12]. A somatória das forças musculares geradas pela ativação dessas porções e a possível resistência oferecida pela configuração da superfície troclear determinam os movimentos da patela. Uma alteração dessas forças pode gerar instabilidade, permitindo a lesão da cartilagem hialina, ou a compressão de tecidos moles, tornando-se fonte de dor no joelho [9,10].

Por meio de radiografias, a patela foi classificada em três tipos, de acordo com o tamanho entre as facetas medial e lateral [13]. No tipo II, a crista é levemente deslocada medialmente, provocando a diminuição da superfície articular medial, o que levaria a uma sobrecarga nesta área, causando uma condromalácia [13]. No entanto, outros autores não observaram correlação entre a patela do tipo II e o aumento e a distribuição da pressão fêmoro-patelar [1].

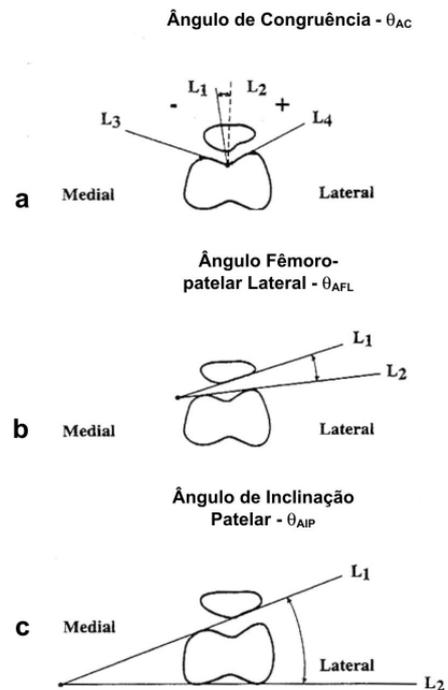
O comprimento do tendão patelar (CTP), dividido pelo comprimento diagonal da patela (CDP), mede o posicionamento vertical da patela (PVP) no sentido céfalo-caudal. Para indivíduos sem a SDFP, essa relação é de 1. Quando o CTP é igual ou superior a 20% do que o CDP, a patela é considerada alta [14]. A patela alta pode gerar uma instabilidade articular, produzindo um deslocamento médio-lateral excessivo em razão de a patela estar fora do sulco troclear, não havendo limitação do movimento pelos côndilos femorais, o que predisporia ao surgimento da SDFP.

Considerando o posicionamento patelar, em um espaço tridimensional, ela pode deslocar-se linearmente no sentido médio-lateral, inclinar no sentido médio-lateral, inclinar no sentido ântero-posterior e finalmente rotar no eixo ântero-posterior [4]. O deslocamento médio-lateral é definido pelo deslizamento da patela entre os côndilos medial e lateral, no plano frontal, que pode ser observado pelo ângulo de congruência (θ_{AC}), como mostra a figura 1a. A observação da inclinação da patela no plano sagital determina a inclinação ântero-posterior (não mostrada). A inclinação médio-lateral ocorre no plano transversal (Figura 1b e c), a qual pode ser notada pelos ângulos fêmoro-patelar lateral (θ_{AFL}) e o de inclinação patelar (θ_{AIP}). E finalmente, a rotação que ocorre no

plano frontal é medida pelo ângulo entre os eixos longitudinais do fêmur e da patela (não mostrado).

Os movimentos passivos de deslocamento médio-laterais foram quantificados por clínica e mecanicamente [15]. Observou-se que a aplicação controlada de uma força no sentido médio-lateral gera diferentes deslocamentos da patela, decorrente de mudanças anatômicas no côndilo femoral e obesidade. Embora a avaliação clínica seja mais confiável e reproduzível [15] a confiabilidade e reprodutibilidade destes fatores clínicos são questionáveis [16].

Figura 1 - Corte transversal da articulação fêmoro-patelar vista no plano horizontal. Mostra a demarcação dos ângulos utilizados para identificar e quantificar o deslocamento e a inclinação médio-lateral (figura adaptada de GRABINER et al. [17]). Em a, L1 é a linha entre o ponto mais baixo da patela e o sulco troclear, L3 e L4 são as linhas que partem do sulco troclear até o ponto mais alto de cada côndilo femoral, L2 é a linha média entre L3 e L4. Em b, L1 representa a faceta patelar lateral, e L2 representa o ponto mais alto de cada côndilo femoral (anteriormente). Em c, L1 representa a faceta patelar lateral, e L2 representa o ponto mais baixo de cada côndilo femoral (posteriormente).



A imagem por ressonância magnética e a tomografia computadorizada são outros métodos não invasivos de avaliar e quantificar o posicionamento da patela. A partir dessas imagens, são obtidas medidas do posicionamento patelar tais como os ângulos θ_{AC} , θ_{AFL} , e θ_{AIP} (Figura 1). Apesar da qualidade das informações dessas técnicas de avaliação por imagem, elas não devem ser consideradas precisas e nem confiáveis. Os pontos que determinam os ângulos θ_{AC} , θ_{AFL} , e θ_{AIP} não são facilmente identificados e, por essa razão, passíveis de erros de medida [17].

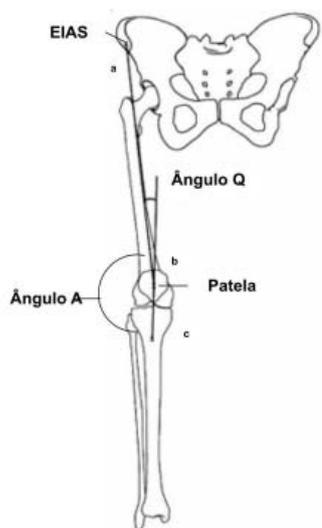
O deslocamento da patela também pode ser influenciado pelo posicionamento do fêmur em relação à tíbia (θ_A) e pelo

ângulo do quadríceps (θ_Q), vistos na Figura 2. O ângulo do quadríceps (ângulo Q) é definido como um ângulo agudo entre as linhas AB e BC. A linha AB se estende da espinha íliaca ântero-superior e o ponto médio da patela, e a linha BC entre o ponto médio da patela e o tubérculo tibial. A linha AB representa o vetor de tração exercida pelo quadríceps e a linha BC pelo tendão patelar [16,18]. A média considerada normal é de 10° a 15° para os homens e 15° a 20° para as mulheres [19].

A relação entre o ângulo Q e a rotação femoral interna foi estudada na posição estática [20]. Geralmente, as mulheres têm uma rotação interna do fêmur maior do que nos homens, contribuindo para o aumento do ângulo Q. A maior rotação interna, neste caso, foi atribuída a uma anteversão do colo femoral. Os estudos clínicos também não validaram a medida do ângulo Q, podendo ocorrer um erro de medida acima de 8° [16]. Durante o movimento, o ângulo Q pode ser aumentado quando ocorre uma rotação interna do fêmur, e quando o pé passa de inversão para eversão [21], ou seja, instabilidade médio-lateral do tornozelo e do pé.

Em estudos com cadáveres sem histórico de problemas ortopédicos [1], foi observado que tanto o aumento como a diminuição do ângulo Q acentua a pressão fêmoro-patelar quando aplicados grandes esforços em flexão, variando de 23% a 53%. Para metade dos joelhos testados, em ambas as condições, esses aumentos de pressão foram igualmente distribuídos entre as facetas medial e lateral. Já para a outra metade dos joelhos testados, esses aumentos de pressão foram distribuídos mais medialmente. Em indivíduos portadores da SDFP, observou-se por meio de ressonância magnética, que apenas 50% desses indivíduos apresentaram o deslocamento patelar lateral, tanto na técnica de posicionamento passivo como em movimentos ativos [22].

Figura 2 - Pontos de referência para medir o ângulo Q (figura adaptada de CAYLOR et al. [19]).



Essas observações sugerem dois tipos de interpretação. A primeira é de que o ângulo Q pode não estar relacionado com a SDFP, pois a pressão fêmoro-patelar concentrou-se geralmente na faceta medial. Considerando o aumento do

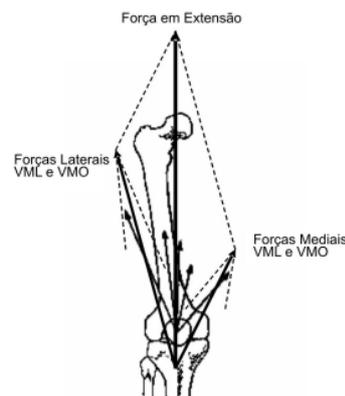
ângulo Q, essa pressão seria esperada na faceta lateral da patela. A segunda interpretação é que a variação do ângulo Q pode influenciar o posicionamento patelar, mas pode ser controlada com um sistema neuromuscular íntegro.

Considerações neuromusculares

A contração muscular das porções do quadríceps produz a extensão do joelho, movendo a patela e o tendão patelar superiormente. O vetor de força muscular exercido por cada uma dessas porções tem direções bem definidas, determinadas pelas origens e inserções anatômicas em relação ao eixo longitudinal do fêmur [12].

Na Figura 3 é mostrada a somatória dos vetores de força das porções do quadríceps, indicando que o vetor resultante (seta maior) tem seu deslocamento superiormente em direção à espinha íliaca ântero-superior (EIAS). Isto significa que todas as porções do quadríceps contribuem com a extensão do joelho. A direção da somatória do vetor de força desses músculos coincide com a direção do vetor de força do músculo reto femoral, sugerindo que este não provoca desequilíbrios laterais sobre a patela. Dessa forma, o reto femoral não participa da lateralização da patela, e, portanto, não favorece o aparecimento da SDFP. Entretanto, o vetor resultante da somatória das forças do vasto intermédio e do vasto lateral provoca uma tendência de deslocamento lateral da patela (forças laterais), contrabalançada pelas forças mediais representadas pelo vetor resultante da somatória das forças dos músculos vasto medial longo e vasto medial oblíquo [12]. Um desequilíbrio dessas forças, como uma hipoatividade do músculo vasto medial (VML e VMO), favorece o deslocamento patelar para a lateral, possibilitando o aparecimento da SDFP [23,24].

Figura 3 - Somatória das forças musculares do quadríceps exercidas sobre a patela. Observe os vetores de força resultantes da somatória dos vetores de força das porções (VML + VMO) e (VI + VL), compondo respectivamente as forças mediais e laterais. Note também a somatória dos vetores das forças mediais e laterais, resultando no vetor das forças em extensão. Esse vetor coincide com o vetor de força do reto femoral. Este esquema revela a função extensora do quadríceps e a não-interferência do reto femoral nos movimentos laterais da patela. Esses movimentos ficam dependentes das forças mediais e laterais (figura adaptada de POWERS [5]).



Mudanças do padrão de atividade muscular

A hipotrofia do vasto medial tem como uma das causas principais a inibição reflexa do quadríceps. Essa inibição parece ocorrer em razão da ativação das fibras do tipo I, originadas dos receptores localizados na cápsula articular e nos ligamentos [25]. A ativação dessas fibras geraria, ao nível medular, uma inibição polissináptica do neurônio motor alfa do nervo femoral, que inerva o músculo quadríceps e provoca uma facilitação da ativação do neurônio motor que inerva os músculos antagonistas (isquiotibiais) [26-29] e do músculo sóleo [25, 30, 31]. A hipotrofia do quadríceps e a facilitação reflexa dos isquiotibiais também foram observadas independentemente da presença de dor [29]. Quanto maior a pressão, maior será a inibição reflexa, principalmente nos últimos 30° de extensão [32].

O acometimento das várias porções do quadríceps parece ser predeterminado. Isto foi observado em animais e humanos. Okada [33] estudou, por meio de análise histoquímica, a hipotrofia do quadríceps em ratos após a lesão do ligamento cruzado anterior. Foi observado um padrão na hipotrofia, sendo o vasto medial, o primeiro a demonstrar grande hipotrofia (30% a 40%) após 4 semanas de lesão, enquanto o vasto lateral atingiu essa perda após 8 semanas apenas, e o reto femoral apresentou a menor atrofia de todas as porções do quadríceps ao final de 12 semanas (10% a 20%).

A grande perda de fibras do vasto medial em relação ao vasto lateral também foi observada em humanos com subluxação patelar, principalmente, nos últimos 30° de extensão [34]. A atrofia preferencial do vasto medial também foi observada mediante a introdução controlada de solução salina em sujeitos saudáveis, sugerindo que há “gatilhos” de inibição [35], durante movimentos do joelho na posição sentada [36], durante o salto vertical [37] e ainda, por análise dos torques por dinamômetros isocinéticos [38].

Ordem e tempo de recrutamento

Voight & Wieder [23] estudaram o tempo de resposta reflexa monossináptica do vasto medial oblíquo e do vasto lateral em sujeitos com e sem SDFP. Eles observaram que os sujeitos saudáveis apresentaram ativação mais rápida do vasto medial oblíquo em relação ao vasto lateral, enquanto que nos sujeitos com SDFP este padrão de ativação estava invertido, sugerindo uma mudança na ordem de recrutamento. Esses resultados também foram encontrados por Witvrouw *et al.* [24], que sugeriram o mecanismo de *feedforward*, ou seja, uma ativação do vasto medial oblíquo antes que as demais porções do quadríceps sejam ativadas, a fim de evitar a lateralização patelar. Portanto, a SDFP estaria associada ao distúrbio desse mecanismo neuromotor [24].

No entanto, esses achados não foram confirmados por Karst & Willet [10] que investigaram o tempo de ativação reflexa e voluntária do vasto medial oblíquo e do vasto lateral em sujeitos com e sem a SDFP. Eles não encontraram

diferenças no tempo de resposta reflexa e voluntária entre os grupos sintomático e assintomático, embora tenha havido uma tendência de o vasto medial oblíquo ser ativado primeiro em ambos os tipos de resposta.

Hess *et al.* [39] estudaram, em sujeitos com e sem SDFP, a atividade EMG da musculatura do quadríceps e dos isquiotibiais em uma bicicleta ergométrica. Eles notaram que, tanto nos sujeitos do grupo controle como nos sintomáticos, o início da atividade muscular do vasto medial foi anterior a do vasto lateral. A ativação do vasto medial em relação a do vasto lateral foi maior para o grupo sintomático. Neste grupo, também foram observados uma redução do tempo de atividade do quadríceps e um aumento do tempo de atividade dos isquiotibiais. Este relacionamento entre agonistas e antagonistas na extensão do joelho parece funcionar como um mecanismo de defesa para evitar maiores esforços sobre a articulação fêmoro-patelar [39].

Articulações adjacentes ao joelho

Quando associamos os fatores anatômicos, mecânicos e neuromusculares, dentro de uma perspectiva dinâmica, não podemos deixar de considerar as articulações adjacentes ao joelho (quadril e tornozelo) e sua contribuição para o surgimento da SDFP. A influência das articulações adjacentes sobre o joelho já havia sido apontada por Hvid & Andersen [20] ao observarem que uma anteversão do colo femoral aumentou o ângulo Q. Posteriormente, Olerud & Berg [21] também relataram que a posição em eversão do tornozelo contribuiria para o aumento do ângulo Q.

Mais recentemente, Powers *et al.* [40] observaram por meio de ressonância magnética que, durante o movimento de flexo-extensão do joelho, sem o peso corporal, a patela se desloca lateralmente sobre o fêmur, enquanto que com carga corporal o fêmur é que se desloca sob a patela medialmente. Portanto, o controle da posição do fêmur seria fundamental para o funcionamento adequado da articulação fêmoro-patelar. A perda de força muscular ou o controle neuromuscular deficiente poderia favorecer o mau posicionamento do membro inferior [41] incluindo o fêmur. A deficiência dos glúteos, em particular do glúteo médio [42] favoreceria a adução a rotação medial acentuadas do fêmur, contribuindo para o desajuste fêmoro-patelar. Por outro lado, o posicionamento do pé também pode influenciar a posição femoral, por meio da pronação da articulação subtalar. A pronação desta articulação provocaria uma rotação interna da tibia e também do fêmur, acentuando o deslocamento patelar para a lateral [43]. A pronação pode ocorrer não só por uma deformidade óssea, mas por ação dos flexores plantares durante a fase de impulsão [9] e possível deficiência dos tibiais.

Tratamento fisioterapêutico da SDFP

Para o portador da SDFP, o tratamento clínico é exercido com o uso de medicamentos, repouso e, eventualmente,

cirurgia. Seja no tratamento conservador ou pós-cirúrgico é necessário o acompanhamento fisioterapêutico na maioria dos casos [3, 43].

O tratamento fisioterapêutico contribui fortemente na resolução da incapacidade funcional provocada pela SDFP. Para controlar e, posteriormente, eliminar o processo inflamatório, várias modalidades terapêuticas são usadas, como bolsas de gelo, aplicações de laser, ultra-som e correntes elétricas [9].

A terapêutica por exercícios está baseada nos fatores anatômicos, mecânicos e neuromusculares abordados anteriormente, procurando a estabilização articular e menor sobrecarga na articulação fêmoro-patelar. Para tanto, durante o processo de reabilitação, o indivíduo é submetido a uma série de exercícios de alongamento da musculatura posterior da perna e coxa [44], do músculo reto femoral e do tensor da fâscia lata [45,46]. A retração dos músculos posteriores da coxa (isquiotibiais) e da perna (gastrocnêmio) favorece a flexão do joelho e exige mais esforço do quadríceps para realizar a extensão, o que poderia sobrecarregar a articulação fêmoro-patelar [9]. Além disso, o gastrocnêmio também poderia contribuir para o aumento da pronação dinâmica do pé [9], que favoreceria a posição em valgo do joelho. A retração do músculo reto femoral também pode sobrecarregar a articulação fêmoro-patelar por meio da tração da patela, superiormente e em direção ao fêmur, o que favorece o aumento da instabilidade fêmoro-patelar [44]. No caso do tensor da fâscia lata, a retração pode favorecer o posicionamento em valgo do joelho e a rotação interna do fêmur e da tíbia, aumentando o ângulo Q. A expansão da banda iliotibial sobre a patela provoca o deslocamento patelar para a lateral [45,46], o aumento da pressão fêmoro-patelar quando o joelho está em flexão [9] e, possivelmente, a inclinação médio-lateral (*tilt* patelar).

O treinamento do quadríceps foi considerado fundamental para o funcionamento adequado do joelho, em particular do músculo vasto medial longitudinal e do vasto medial oblíquo. O fortalecimento destas porções é considerado como o ponto mais importante do processo de reabilitação, por causa da necessidade de estabilização patelar [9, 45, 47, 48].

McConnell [4], em seu estudo clínico, descreveu uma série de procedimentos que poderiam ajudar a recuperação funcional do vasto medial. Entre esses procedimentos estão o uso do *taping* e os exercícios de fortalecimento para o quadríceps nos últimos graus de extensão, uma vez que, o vasto medial foi apontado como o responsável pela realização da extensão terminal [12]. Esses exercícios eram realizados com o quadril rodado externamente, ajustando a posição do pé de pronação para supinação, ou com o quadril em neutro, descendo um degrau de escada [4].

Outros autores também indicaram para o fortalecimento seletivo do vasto medial, modificações da posição do pé, do quadril, ou ainda, associação de movimentos do quadril com o joelho. Hodges & Richardson [49] encontraram diferenças significantes na atividade do vasto medial oblíquo quando o exercício de extensão do joelho foi executado em associação

com a adução do quadril. A rotação interna da tíbia, ao realizar a extensão nos últimos graus, ou no ângulo de 90° de flexão de joelho sem rotação, foram consideradas por Signorile *et al.* [50] as melhores posições para aumentar a atividade do vasto medial. A posição do quadril parece ser um ponto chave para determinar a importância da atividade muscular. Hasler *et al.* [51] encontraram maior excitação do vasto lateral nos ângulos de 90° e 180° do quadril e do vasto medial com o quadril a 90°, quando o joelho estava em extensão.

Cerny [52], por outro lado, após estudar 22 variações de exercícios para o quadríceps, não encontrou uma posição que tivesse uma grande atividade do vasto medial oblíquo. Väärtäinen [53] também não encontrou diferenças entre o vasto medial oblíquo e o vasto lateral durante contrações isométricas em sujeitos com e sem SDFP, e Laprade *et al.* [54] não observaram efeitos no recrutamento do vasto medial oblíquo com adução de quadril.

A variação das posições sugeridas e o conflito entre os achados podem residir na variabilidade e diferenças nas técnicas experimentais, sendo esta uma explicação parcial para as divergências [5].

O uso do aparelho de *biofeedback* EMG é outra forma sugerida de treinamento do vasto medial oblíquo [55]. O objetivo é de ensinar ao indivíduo como realizar uma ativação do vasto medial oblíquo relativa ao vasto lateral. Entretanto, a diferença média para o início da atividade entre vasto medial oblíquo e vasto lateral é de 5,6 milissegundos [17] e há dúvidas sobre a capacidade de os equipamentos de *biofeedback* obterem tal resolução temporal [10].

Exercícios em Cadeia Cinética Fechada (CCF)

Na prescrição de exercícios, atualmente, também é indicado o uso preferencial de exercícios em CCF (com o pé apoiado) ao uso de exercícios em cadeia cinética aberta (pé sem apoio). Esses exercícios foram considerados seguros na reabilitação de várias patologias, como lesões nos ligamentos [57,58], disfunções da articulação fêmoro-patelar [5, 45, 47, 59, 60], artroplastias de quadril [61] e instabilidades no tornozelo e no joelho [62]. A indicação nas disfunções da articulação fêmoro-patelar está baseada na hipótese de que o exercício em CCF pode diminuir o esforço na articulação fêmoro-patelar [59,63]. Além disto, este tipo de exercício foi considerado como uma forma facilitadora da aprendizagem e coordenação dos movimentos pelo SNC [64].

Vários estudos examinando os aspectos biomecânicos, eletromiográficos e cinemáticos foram produzidos visando um melhor entendimento dos exercícios em CCF, procurando identificar e compreender os esforços sobre a articulação do joelho, em especial nos ligamentos cruzados e na articulação fêmoro-patelar. No entanto, a descrição do comportamento biomecânico e dos padrões de recrutamento muscular esteve baseada, em sua maioria, em movimentos esportivos e utilizando carga [52,65- 68], ou

contração isométrica [69]. Os estudos que não utilizaram carga observaram especificamente o comportamento motor [70], o comportamento biomecânico [66], ou cinemático [71]. Nessas condições, foi observado que a atividade EMG dos vastos medial e lateral é maior do que a do reto femoral [65,68,70]. Isso sugere que o treinamento em CCF pode ser útil ao fortalecimento do quadríceps em portadores da SDFP. Contudo, a variabilidade das tarefas e os diferentes aspectos observados nesses estudos dificultam a comparação, o que sugere que esses exercícios devem ser utilizados com cautela.

Do ponto de vista da força de compressão patelar, a amplitude de 0° até 40° de flexão do joelho parece ser a mais adequada para manter o estresse fêmoro-patelar em baixos níveis [59]. Nessa amplitude também foi observada a predominância dos vastos sobre o reto femoral e a predominância do vasto medial oblíquo sobre o vasto lateral [72]. Esses dados sugerem que essa amplitude de até 40° seria mais segura e eficaz para o fortalecimento do quadríceps durante os exercícios em CCF.

Postura e SDFP

Considerando a influência das articulações adjacentes sobre a funcionalidade do joelho, mencionados anteriormente, é fundamental que o tratamento da SDFP esteja também voltado para a reeducação da postura, principalmente em relação aos músculos que contribuem para o alinhamento do membro inferior. Isto tem sido sugerido, há alguns anos, por outros fisioterapeutas, baseados em sua experiência clínica [73]. Na realidade a reeducação postural pode ser mais complexa do que inicialmente possa parecer. Por exemplo, um fêmur com acentuada adução e rotação interna decorrente de uma deficiência dos glúteos [42], também pode favorecer o encurtamento do tensor da fáscia lata [45,46], reto femoral, iliopsoas e dos adutores. O encurtamento desses músculos favoreceria a anteversão pélvica, produzindo o aumento da lordose lombar. Esse posicionamento poderia revelar o enfraquecimento dos abdominais como parte do processo de adaptação ou ajuste postural [73].

Conclusão

Após essa revisão de literatura, pode-se concluir que a SDFP tem origem multifatorial e, partindo do princípio que cada indivíduo tem sua própria combinação de alterações anatômicas, mecânicas e neuromusculares, o sucesso do tratamento fisioterapêutico na SDFP está vinculado à identificação precisa das necessidades de cada indivíduo e dirigir sua conduta baseada nessas necessidades.

Referências

- Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures: The influence of Q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg* 1984;66A:715-23.
- Johnson DP, Eastwood DM, Witherow PJ. Symptomatic sinovial plicae of the knee. *J Bone Joint Surg* 1993;75A:1485-96.
- Jackson AM. Anterior knee pain. *J Bone Joint Surg* 2001;83B:937-48.
- McConnell J. The management of chondromalacia patellae: A long-term solution. *Austr J Physiother* 1986;32:215-23.
- Powers CM. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: A critical review. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;28:345-354.
- Powers CM, Maffucci R, Hampton S. Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;22:155-60.
- Fairbank JCT, Pynsent PB, Poortvliet JA, Phillips H. Mechanical factors in the incidence of knee pain in adolescents and young adults. *J Bone Joint Surg* 1984;66B:685-93.
- Messier SP, Davo SE, Curl WW, Lowery RB, Pack RJ. Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23:1008-15.
- Brody LT, Thein JM. Nonoperative treatment for patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;28:336-44.
- Karst GM, Willet GM. Onset timing of electromyographic activity in vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther* 1995;75:813-23.
- Kapandji IA. *Fisiologia articular: membro inferior*. 5a ed. São Paulo: Manole, 1990. p.74-157.
- Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function: An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg* 1968;50:1535-48.
- Wiberg G. Roentgenographic and anatomic studies on the femoropatellar joint. *Acta Orthop Scand* 1941;12:319-410.
- Insall J, Salvati E. Patella position in the normal knee joint. *Radiology* 1971;101:101-4.
- Skalley TC, Terry GC, Teitge RA. The quantitative measurement of normal passive medial and lateral patellar motion limits. *Am Sports Med* 1993;21:728-732.
- Tomisich DA, Nitz AJ, Threlkeld AJ, Shapiro R. Patellofemoral alignment: reliability. *J Orthop Sports Phys Ther* 1996;23:200-8.
- Grabner MD, Koh TJ, Draganich LF. Neuromechanics of the patellofemoral joint. *Med Sci Sports Exerc* 1994;26:10-21.
- Livingston LA. The quadriceps angle: A review of the literature. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;28:105-9.
- Caylor D, Fites R, Worrell TW. The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993;17:11-16.
- Hvid I, Andersen LI. The quadriceps angle and its relation to femoral torsion. *Acta Orthop Scand* 1982;53:577-79.
- Olerud C, Berg P. The variation of the Q angle with different positions of the foot. *Clin Orthop Related Res* 1984;191:162-65.
- Shellock FG, Mink JH, Deutsch, AL, Foo TKF. Kinematic MR imaging of the patellofemoral joint: Comparison of passive positioning and active movement techniques. *Radiology* 1992;184:574-77.
- Voight ML, Wieder DL. Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction. *Am J Sports Med* 1991;10:131-37.
- Witvrouw E, Sneyers C, Lysens R, Victor J, Bellemans J. Reflex response times of vastus medialis oblique and vastus lateralis

- in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 1996;24:160-65.
25. Hopkins JT, Ingersoll CD, Krause BA, Edwards JE, Cordova ML. Changes in soleus motoroneuron pool excitability after artificial knee joint effusion. *Arch Phys Rehabil* 2000;81:1199-203.
 26. De Andrade JR, Grant C, Dixon AJ. Joint distension and reflex muscle in the knee. *J Bone Joint Surg* 1965;47A:313-21.
 27. Leroux A, Bélanger M, Boucher JP. Pain effect on monosynaptic and polysynaptic reflex inhibition. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76:576-82.
 28. Young A, Stokes M, Iles JF. Effects of joint pathology on muscle. *Clin Orthop Rel Research* 1987;219:21-7.
 29. Iles JK, Stokes M, Young A. Reflex actions of the knee joint afferents during contraction of the human quadriceps. *Clin Physiol* 1990;10:489-500.
 30. Hopkins JT, Ingersoll CD, Edwards JE, Cordova ML. Effect of knee joint effusion on quadriceps and soleus motoneuron pool excitability. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:123-26.
 31. Palmieri RM, Tom JA, Edwards JE, Weltman A, Saliba EN, Mistry DJ, Ingersoll CD. Arthrogenic muscle response induced by an experimental knee joint effusion is mediated by pre and pos-synaptic spinal mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14:631-40.
 32. Stratford P. Electromyography of the quadriceps femoris muscles in subjects with knees and acutely effused knees. *Phys Ther* 1981;62:279-83.
 33. Okada Y. Histochemical study on the atrophy of the quadriceps femoris muscle caused by knee joint injuries of rats. *Hiroshima J Med Sci* 1989;38:13-21.
 34. Mariani PP, Caruso I. An electromyographic investigation of subluxation of the patella. *J Bone Joint Surg* 1979;61B:169-71.
 35. Spencer JD, Hayes KC, Alexander IJ. Knee joint effusion and quadriceps reflex inhibition in man. *Arch Phys Med Rehabil* 1984;65:171-77.
 36. Boucher JP, King MA, Lefebvre R, Pépin A. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. *Am J Sports Med* 1992;20:527-32.
 37. Thomeé R, Renström P, Karlsson J, Grimby G. Patellofemoral pain syndrome in young women. II: Muscle function in patients and healthy controls. *Scand Sci Sports* 1995;5:245-51.
 38. Bennett JG, Stauber WT. Evaluation and treatment of anterior knee pain using eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1986;18:526-530.
 39. Hess T, Gleitz M, Egert S, Hopf T. Chondropathia patellae and knee muscle control. *Arch Orthop Trauma Surg* 1996;115:85-89.
 40. 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;33:677-85.
 41. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33:639-46.
 42. Green ST. Patellofemoral syndrome. *J Bodywork Movement Therapies* 2005;9:16-26.
 43. Hebert S, Xavier R, Pardini Jr AG, Barros Filho TEP. Ortopedia e traumatologia – princípios e prática. 3a ed. Porto Alegre: ArtMed; 2003. p.1632.
 44. Wilk KE. Patellofemoral disorders: A classification system and clinical guidelines for nonoperative rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;28:307-22.
 45. Fredericson M, Powers CM. Practical management of patellofemoral pain. *Clin J Sport Med* 2002;12:36-38.
 46. Puniello MS. Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993;17:144-48.
 47. Crossley K, Bennell K, Green S, McConnell J. A systematic review of physical interventions for patellofemoral syndrome. *Clin J Sport Med* 2001;11:103-10.
 48. Houghlum PA. Pain control sets stage for progressive patellofemoral rehab-strength training for trunk, hip complements open and closed kinetic chain exercise for the knee. *Biomechanics* 2002;1:61-65.
 49. Hodges PW, Richardson CA. The influence of isometric hip adduction on quadriceps femoris activity. *Scand J Rehab Med* 1993;25:57-62.
 50. Signorile JF. The effect of knee and foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;22:2-9.
 51. Hasler EM, Denoth J, Stacoff A, Herzog W. Influence of hip and knee joint angles on excitation of knee extensor muscles. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1994;34:355-61.
 52. Cerny K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther* 1995;75:672-83.
 53. Väättäinen U, Airaksinen O, Jaroma H, Kiviranta, I. Decreased torque and electromyographic activity in the extensor thigh muscles in chondromalacia patellae. *J Sports Med* 1995;16:45-50.
 54. Laprade J, Culham E, Brouwer B. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;27:197-204.
 55. LeVeau BF, Rogers C. Selective training of vastus medialis muscle using EMG biofeedback. *Phys Ther* 1980;60:1410-15.
 56. Ninos JC, Irrgang, JJ, Burdett R, Weiss JR. Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30° of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;25:307-15.
 57. Cerulli G, Caraffa A, Ponteggia F. Rehabilitation issues in women with anterior cruciate ligament deficiency. *Sports Med Arthrosc* 2002;10:76-82.
 58. Yack HJ, Collins CE, Whieldon TJ. Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med* 1993;21:49-53.
 59. Steikamp LA, Dillingham, MF, Markel, MD, Hill, JA, Kaufman KR. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med* 1993;21:438-447.
 60. Witvrouw E, Bellemans J, Cambier D, Cools A, Danneels L, Bourgois J. Which factors predict outcome in the treatment program of anterior knee pain? *Scand J Med Sci Sports* 2002;12: p.40-46.
 61. Kuster MS. Exercise recommendations after total joint replacement: A review of the current literature and proposal of scientifically based guidelines. *Sports Medicine* 2002;32:433-45.
 62. Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Medicine* 2000;29:361-71.

63. Hugerford DS, Barry M. Biomechanics of patellofemoral joint. *Clin Orthop* 1979;144:9-15.
 64. Nyland J, Brosky T, Currier D, Nitz A, Caborn, D. Review of the afferent neural system of the knee and its contribution to motor learning. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;19:2-11.
 65. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:556-69.
 66. Escamilla RF, Fleisig GS, Lowry TM, Barrentine SW, Andrews JR. A Three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:984-98.
 67. McCaw ST, Melrose DR. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Med Sci Sports Exerc* 1999;31:428-36.
 68. Wretenberg P, Feng YI, Arborelius ULFP. High- and low-bar squatting techniques during weight-training. *Med Sci Sports Exerc* 1996;28:218-24.
 69. Stensdotter A-K, Hodges PW, Mellor R, Sundelin G, Häger-Ross C. Quadriceps activation in closed and in open kinetic chain exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:2043-47.
 70. Isear JA, Erickson JC, Worrell TW. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29:532-39.
 71. Zeller BL, McCrory GL, Kibler WD, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med* 2003;31:449-56.
 72. Dionísio VC. Estudo do controle motor nas fases ascendente e descendente do agachamento em sujeitos saudáveis e portadores da síndrome da dor fêmoro-patelar (SDFP) [tese]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2005.
 73. Hammer WL. Exame funcional dos tecidos moles e tratamento por métodos manuais. 2nd ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2003. p.528.
-