

## **FORÇA E CONTATO PATELOFEMORAL COMO FUNDAMENTOS BIOMECÂNICOS PARA REABILITAÇÃO DA SÍNDROME PATELOFEMORAL**

### *Patellofemoral Force and Contact Gives Biomechanics Principle for Patellofemoral Pain Rehabilitation*

*Hauptenthal, A.<sup>1</sup>  
Santos, Daniela Pacheco dos<sup>2</sup>*

#### **Resumo**

Este estudo de revisão tem como objetivo estudar a força e a área de contato na articulação patelofemoral para gerar subsídios para a reabilitação da síndrome patelofemoral. A síndrome patelofemoral (SPF) pode ser definida como a dor patelofemoral resultante de alterações físicas e biomecânicas, é a mais comum queixa de dor na articulação do joelho e sua principal consequência é a osteoartrose. A área de contato na patela muda de inferior para superior com a flexão do joelho. A força de contato varia de acordo com o exercício, em cadeia cinética aberta a força e a pressão aumentam da flexão para a extensão do joelho. Em cadeia cinética fechada a força e a pressão aumentam da extensão para a flexão. Desta forma, este estudo analisa a biomecânica interna da articulação patelofemoral por meio da análise da área de contato e da força nesta articulação. Ter conhecimento destas alterações nas forças, do ponto de contato entre a patela e os côndilos e da mudança na área de contato é importante para o profissional da saúde na prescrição dos exercícios para os indivíduos com a SPF.

**Palavras-chave:** Biomecânica; Articulação patelofemoral; Síndrome patelofemoral; Reabilitação.

#### **Abstract**

The purpose of this study was to analyze patellofemoral force and contact area to give principle for patellofemoral pain rehabilitation. Patellofemoral pain, caused by physic and biomechanics alterations, is the most common complaint in knee joint and your main consequences is osteoarthritis. The patellofemoral contact area shift from inferior to superior through knee's flexion. The contact force varies according to exercise, in open kinetic chain force and pression increase from knee's flexion to extension. In closed kinetic chain force and pression increase form knee's extension to flexion. Therefore, this study analyzes internal biomechanics of patellofemoral joint by contact area and force. Know this force and contact area alteration with knee's movement is important for patellofemoral pain rehabilitation.

**Keywords:** Biomechanics; Patellofemoral joint; Patellofemoral pain; Rehabilitation.

---

<sup>1</sup> Fisioterapeuta, membro do Laboratório de Pesquisas em Biomecânica Aquática CEFID/UEDESC e Laboratoire d'Informatique, de Modélisation et d'Optimisation des Systèmes (LIMOS) UBP/França. End.: Av. Ivo Silveira 177, ap. 802, Estreito, Florianópolis, SC. CEP: 88085-001. Tel. (48)3348-3252. E-mail:dedsnet@yahoo.com.br

<sup>2</sup> Fisioterapeuta, CREFFITO 65737 – F. E-mail:danisantos82@yahoo.com.br

## Introdução

Síndrome patelofemoral (SPF) pode ser definida como a dor patelofemoral resultante de alterações físicas e biomecânicas nesta articulação (1).

A dor na articulação patelofemoral é uma das mais comuns queixas musculoesqueléticas em todas as idades (2), acometendo 7 a 10% da população jovem (2, 3, 4). Geralmente, os pacientes relatam os sintomas após o uso excessivo da articulação do joelho ou mudança da intensidade das atividades. A dor pode também ser desencadeada por permanecerem sentados por tempo prolongado.

O objetivo deste trabalho é estudar a força e a área de contato na articulação patelofemoral com o intuito de gerar subsídios para a reabilitação da síndrome patelofemoral. Os objetivos específicos são descrever a área de contato entre a patela e o fêmur, descrever a força de contato nesta articulação com exercícios de cadeia cinética aberta e fechada.

Entender os fatores que estão relacionados ao aparecimento da síndrome patelofemoral e como pode ser realizada a reabilitação para este tipo de caso é o que pretende este artigo de revisão. Se o profissional da saúde tiver a compreensão de como ocorre este acometimento e quais suas conseqüências, saberá, com o subsídio gerado pelos estudos da biomecânica, como tratar estes pacientes.

## Material e métodos

Para a realização deste estudo, foram pesquisados os artigos das revistas que são acessadas por meio da base de dados portal periódicos da CAPES. Os unitermos usados para a busca foram: síndrome patelofemoral, reabilitação patelofemoral, contato patelofemoral, força patelofemoral e biomecânica patelofemoral. Os idiomas analisados foram o Português e o Inglês. O período em que as revistas disponibilizavam os artigos completos na internet foi fator de limitação desta busca. Algumas revistas não disponibilizam artigos completos anteriores ao ano de 1996, desta forma, foram analisados os artigos que puderam ser coletados na íntegra até dezembro de 2005.

## Resultados

### Contato entre a patela e o fêmur

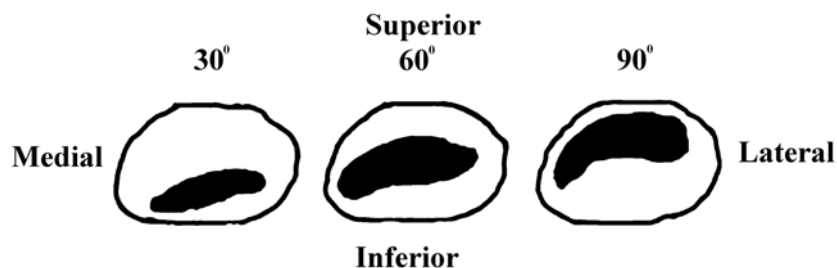
Foram criadas várias formas de medir o contato entre a patela e os côndilos femorais na articulação patelofemoral, alguns meios invasivos e outros não-invasivos. As técnicas invasivas utilizam filmes de pressão (5) ou transdutores elétricos (*strain gauges*) (6) inseridos na cartilagem, joelhos de cadáveres em máquinas de ensaio (7), entre outros. As técnicas não-invasivas são a ressonância magnética (8, 9), a tomografia computadorizada (10) e a fluoroscopia (11), juntamente a esses estudos por meio de imagens existem os modelos matemáticos (12) e os elementos finitos (13).

A cartilagem patelar se articula bem com o fêmur no plano transversal, mas no plano sagital a patela e os côndilos são incongruentes. Para corrigir esta incongruência, dois fatos podem ser citados: a cartilagem patelar é a única em que a extensão da cartilagem não segue o contorno do osso subcondral, sendo que as facetas patelares são decorrentes da forma dos côndilos, tomando a sua configuração; e a cartilagem patelar é mais permeável e elástica do que as outras cartilagens corporais. Assim, com a carga, sua área de contato aumenta, diminuindo a pressão. Estas características da cartilagem da patela em relação à cartilagem dos côndilos femorais fazem com que as alterações na cartilagem patelar com qualquer carga sejam maiores, com isso, existe maior chance de lesão na cartilagem patelar do que nos côndilos com as cargas impostas (14).

Devido à incongruência e à capacidade de se movimentar em relação ao fêmur, o ponto de contato na patela muda com a flexão ou extensão do joelho. A maioria dos estudos relata que não existe contato entre a patela e o fêmur com o joelho estendido (0 graus) (13, 15). Escamilla et al. (15) relata que o início do contato ocorre em torno dos 10 graus de flexão, embora Komistek et al. (15) aponta que o contato existe mesmo com o joelho em extensão.

O consenso entre os estudos é que o ponto de aplicação da carga vai de inferior para superior com o aumento da flexão do joelho (13, 16, 7, 6, 11, 14, 8). Um esquema para visualizar este fato está representado na Figura 1.

Figura 1 - Ilustração da área de contato na patela com a flexão do joelho.



Fonte: Adaptado de Heegard et al. (1995), Gill et al. (1996), Miller et al. (1997), Cohen et al. (1999), Komistek et al. (2000) e Eisenhart-Rothe et al. (2001)

A partir desta figura, que resume os estudos do contato patelofemoral, pode ser visto que em 30 graus de flexão do joelho o contato é inferior e a área é menor. Em 60 graus a área é maior que em 30 graus e o contato é no terço médio da patela. Em 90 graus o contato é no pólo superior da patela, mas a área não aumentou tanto em relação àquela em 60 graus. Assim, os estudos apontam que a magnitude do contato cresce de 0 a 60 graus e, a partir deste ponto, existem controvérsias, mas o fato é que a área não muda muito de 60 a 90 graus e as diferenças nos estudos podem ser explicadas pela variabilidade individual, diferença no equipamento utilizado e variação na força do quadríceps ou equipamento (11, 14, 8, 9). Segundo Besier et al. (9), a área de contato aumenta em 50% entre o ângulo de 20 a 60 graus.

### Força de contato

Segundo Heegard et al. (13), a patela cumpre duas funções, como alavanca e como espaçador para aumentar a força e a efetividade do quadríceps. A patela deve ser entendida como uma alavanca tipo III, em que sacrifica força por deslocamento (14, 17). A patela aumenta o braço de alavanca do quadríceps, alterando o seu ângulo e seu comprimento, principalmente no final da extensão (17). Esse aumento da força é estimado em 30% nos estágios iniciais de flexão e em 15% a partir de 30 graus de flexão (14).

Diferente das outras alavancas, a patela muda o fulcro constantemente, dependendo da posição do joelho. Como já relatado anteriormente, no plano sagital, o contato da patela migra de inferior para superior pelo arco de movimento. Isto gera

um fenômeno particular no mecanismo extensor, pois a força gerada no tendão patelar durante a extensão do joelho é menor do que no tendão quadricipital. Assim, a força é dissipada enquanto contorna a patela, e esta dissipação é maior com maiores graus de flexão do joelho (16, 14).

A força de contato na articulação patelofemoral varia entre o exercício de cadeia cinética aberta e fechada. Witvrouw et al. (3) não encontraram diferenças após a alta com exercício em cadeia cinética aberta em comparação com a cadeia cinética fechada.

No exercício de cadeia cinética aberta, o centro de gravidade está à frente do joelho, isto faz com que a força seja maior da flexão de 90 graus até a extensão (0 grau). É importante frisar que até 30 graus o ângulo entre as forças é muito pequeno para gerar estresses compressivos altos entre a patela e os côndilos. Outro fato a ser lembrado é que a área de contato diminui de 90 a 0 grau. Com uma força maior e uma área de contato menor, a pressão é máxima em torno de 35 a 45 graus e a seguir diminui porque a angulação é muito pequena. Então, o exercício em cadeia cinética aberta pode ser realizado de 0 até 15 graus e de 50 a 90 graus no indivíduo com SPF, não realizando o exercício de 35 a 45 graus, onde a pressão de contato é muito alta (15, 18).

No exercício de cadeia cinética fechada, o centro de gravidade é localizado atrás do joelho, assim a força vai aumentando de 0 até 90 graus. Este aumento na força é acompanhado com um aumento da área de contato até os 60 graus, a partir daí a área de contato não aumenta em proporção com a força, fazendo com que a pressão na patela aumente. Mas este fato não causa prejuízo em joelhos saudáveis (15, 18, 14).

No exercício de cadeia cinética fechada ocorre a co-contracção dos isquiotibiais, em pequenos ângulos de flexão esta co-contracção diminui a translação anterior da tibia e a rotação interna causada pelo quadríceps, mas em ângulos acima de 60 graus esta co-contracção faz com que a tibia se desloque posteriormente e rode externamente. Esse deslocamento posterior e a rotação externa aumentam a pressão na patela (8). Como a força de contato é maior acima de 50 graus e a co-contracção dos isquiotibiais aumentam a pressão a partir de 60 graus, o agachamento durante o exercício dever ser realizado até próximo dos 50 graus, para diminuir essas alterações e não gerar tanta força e pressão na articulação patelofemoral.

Outro recurso que é muito utilizado no tratamento é a bicicleta estacionária. Alguns autores colocam que a pedalada para trás pode ser utilizada para a SPF (19), mas na pedalada para trás a maior força é executada com joelho em maior ângulo, resultando em maior pressão patelofemoral do que na pedalada para frente (20). Logo, para indivíduos com SPF, a pedalada para frente é melhor porque gera menor pressão patelofemoral.

O joelho normal é adaptado para a pressão máxima patelofemoral em 90 graus, pois a maior área de contato ocorre nesta angulação e é a partir deste ponto que a cartilagem é mais espessa, podendo, com isso, suportar mais carga (17, 6). Na realidade, neste ponto, a cartilagem da patela é a mais espessa do corpo, pode alcançar 7 mm na porção central, o que comprova as altas cargas que lhe são impostas (14).

Como o joelho normal é bem adaptado para resistir à demanda das cargas em determinada área, qualquer alteração na biomecânica do joelho gera mudança nas cargas e no local de aplicação da carga, facilitando o desgaste da cartilagem (21, 22). Essa alteração pode ser decorrente de lesão no ligamento cruzado anterior (6), ligamento cruzado posterior (8), retesamento do retináculo lateral, mau alinhamento do membro inferior (2), encurtamento dos posteriores da coxa, diferença de força em rotadores do quadril ou joelho (23), diminuição da força ou da relação da força entre quadríceps e isquiotibiais (8), mau posicionamento ou alinhamento da patela (24), entre outros.

A faceta que o indivíduo apresenta desgaste primeiro é a lateral. Isto é corroborado pelos estudos que apontam que a faceta lateral suporta

mais pressão que a medial (13, 10). O que auxilia para este entendimento de maior estresse na faceta lateral é a análise do ângulo Q. A importância do ângulo Q na biomecânica é inquestionável, mas sua validade clínica é incerta (14). O ângulo Q é importante na mecânica articular porque com seu aumento a força lateral na patela aumenta (10, 25).

Os estudos apontam que o tratamento conservador tem-se mostrado eficaz para a SPF. Kannus et al. (4) relatam êxito na reabilitação conservadora em 76%. Se não tratada corretamente, na evolução da SPF ocorrem fissuras na cartilagem articular da patela, a partir destas fissuras a cartilagem pode iniciar um processo de desgaste mais acelerado que pode degenerar a cartilagem até o osso subcondral (4). Com isso, a principal consequência da SPF é a osteoartrose, que pode fazer com que o indivíduo necessite realizar uma substituição da superfície articular (15, 14, 26). Para que isso não ocorra, deve-se tratar da SPF e das suas alterações (4). Segundo Cohen et al. (24), em aproximadamente 10 a 20% dos pacientes, o tratamento conservador não apresenta melhora significativa, com dor em atividades da vida diária ou em alguma atividade esportiva mais vigorosa. Indica-se o tratamento cirúrgico para casos de insucesso com o tratamento conservador, ou em casos de instabilidade patelar com episódios recidivantes de luxações (23).

### *Considerações Finais*

Como a SPF possui vários fatores causais, antes de iniciar o processo de recuperação funcional, deve ser detectada qual a principal alteração que causou este acometimento. Este estudo de revisão aponta que a área de contato varia com a flexão e extensão do joelho. O contato patelofemoral vai de inferior para superior com o aumento da flexão do joelho. A área de contato aumenta significativamente de 0 a 30 graus e de 30 a 60 graus, de 60 a 90 graus a área não tem a mesma proporção de aumento. A força de contato varia com o exercício em cadeia cinética aberta e fechada. No exercício em cadeia cinética aberta, a área de contato diminui e a força aumenta à medida que o joelho é estendido. Este exercício pode ser realizado de 0 a 15 graus e de 50 a 90 graus. No exercício de cadeia cinética fechada a área de contato e a força aumentam com o aumento da

flexão do joelho, como a área de contato não aumenta a partir de 60 graus e a força continua aumentando, ocorre a partir daí um excesso de pressão na articulação patelofemoral. Então no exercício de cadeia cinética fechada a angulação deve ser de 0 a próximo de 50 graus. Deve ser lembrado ainda que durante a reabilitação, o profissional tem de levar em conta os sinais e sintomas que o paciente apresenta, mudando os exercícios se desencadear resposta negativa.

### Referências

1. Juhn MS. **Patellofemoral Pain Syndrome: a Review and Guidelines for Treatment** Am Fam Physician 1999; 60:2012-22.
2. Crossley K, Bennell K, Green S, Cowan S, Green S. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? **Arch Phys Med Rehabil** 2004; 85:815-822.
3. Witvrouw E, Danneels L, Tiggelen DV, Willems TM, Cambier D. Open versus closed kinetic chain exercises in patellofemoral pain. **American Journal of Sports Medicine** 2004; 32(5):1122-1130.
4. Kannus P, Natri A, Paakkala T, Jarvinen M. An outcome study of chronic patellofemoral pain syndrome. **The Journal of Bone and Joint Surgery** 1999; 81(A):355-363.
5. Li G, Defrate LE, Zayontz S, Park SE, Gill TJ. The effect of tibiofemoral joint kinematics on patellofemoral contact pressures under simulated muscle loads. **Journal of Orthopedic Research** 2004; 22:801-806.
6. Sharkey NA, Donahue SW, Smith S, Brian BS, Bay K, Marder RA. Patellar Strain and Patellofemoral Contact After Bone-Patellar Tendon-Bone Harvest for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **Arch Phys Med Rehabil** 1997; 78:256-263.
7. Miller RK, Murray DW, Gill HS, O'connor, JJ, Goodfellow, JW. In vitro patellofemoral joint force determined by a non-invasive technique. **Clinical Biomechanics** 1997; 12:1-7.
8. Eisenhart-Rothe R, Siebert M, Bringmann C, Vogl T, Englmeier KH, Graichen H. A new in vivo technique for determination of 3D kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint. **Journal of Biomechanics** 2004; 37:927-934.
9. Besier TF, Draper CE, Gold GE, Beaupre GS, Delp SL. Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing. **Journal of Orthopaedic Research** 2005; 23:345-350.
10. Elias JJ, Wilson DR, Adamsonc, R, Cosgarea, AJ. Evaluation of a computational model used to predict the patellofemoral contact pressure distribution. **Journal of Biomechanics** 2004; 37:295-302.
11. Komistek RD, Dennis DA, Jason AB, Mabe A, Scott A, Walker A. An in vivo determination of patellofemoral contact positions. **Clinical Biomechanics** 2000; 15:29-36.
12. Han SH, Federicob S, Epsteina M, Herzog W. An articular cartilage contact model based on real surface geometry. **Journal of Biomechanics** 2005; 38:179-184.
13. Heegaard J, Leyvraz PF, Curnier A, Rakotomanana L, Huiskest R. The Biomechanics Of The Human Patella During Passive Knee Flexion. **Journal of Biomechanics** 1995; 28: 1265-1279.
14. Grelsammer RP, Weinstein, CH. Applied biomechanics of the patella. **Clinical Orthopedics and Related Research** 2001; 389:9-14.
15. Escamila RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetics chain exercises. **Medicine e Science in Sports e Exercise** 1998; 30:556-569.
16. Gill HS, Connor JJO. Biarticulating two-dimensional computer model of the human patellofemoral joint. **Clinical Biomechanics** 1996; 11: 81-89.
17. Bellemans J. Biomechanics of anterior knee pain. **Knee** 2003; 10:123-126.



18. Andrews J, Harrelson GL, Wilk K. **Reabilitação Física das Lesões Desportivas**. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000.
19. Crossley K, Bennell K, Green S, Cowan S, Mcconell J. Physical therapy for patellofemoral pain. **American Journal of Sports Medicine** 2002; 30(6):857-865.
20. Neptune RR, Kautz SA. Knee joint load in forward versus backward pedaling: implications for rehabilitation strategies. **Clinical Biomechanics** 2000; 15:528-535.
21. Herzog W, Diet S, Suter E, Mayzurs P, Leonard TR, Muller C, et al. Material and functional properties of articular cartilage and patellofemoral contact mechanics in an experimental model of osteoarthritis. **Journal of Biomechanics** 1998; 31:1137-1145.
22. Cohen ZA, Mcmcarthy DM, Kwak SD, Legrand P, Fogarasi F, Ciaccio EJ, et al. **Knee cartilage topography, thickness, and contact areas from MRI: in-vitro calibration and in-vivo measurements** Osteoarthritis and Cartilage. 1999.
23. Fulkerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. **American Journal of Sports Medicine** 2002; 30(3): 447-456.
24. Cohen M, Abdalla RJ. **Lesões nos Esportes-Diagnóstico-Prevenção-Tratamento**. Rio de Janeiro: Revinter; 2003.
25. Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarae AJ, et al. Q angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. **Journal of Orthopedic Research** 2001; 19:834-840.
26. Utting MR, Davies G, Newman JH. Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? **The Knee** 2005; 12:362-365.

Recebido em: 17/03/2006  
Received in: 03/17/2006

Aprovado em: 14/08/2006  
Approved in: 08/14/2006