

> REVISÃO DA LITERATURA

Factores Contribuintes para o Desenvolvimento das Disfunções Patelo-Femorais – Revisão da Literatura

Marco Jardim¹

>RESUMO

Os Síndromes Patelo-Femorais (SPF) são uma das condições mais frequentes na prática clínica dos fisioterapeutas. O conhecimento sobre os factores que contribuem para o desenvolvimento desta condição podem ser determinantes para uma melhor compreensão do problema e das suas manifestações clínicas.

Esta revisão analisa os principais factores contribuintes dos SPF, mais especificamente o aumento do Ângulo Q, pronação excessiva do pé, patela alta, encurtamento da banda ílio-tibial e retináculo externo, das alterações da actividade muscular dos músculos da anca, assim como, do Vasto Interno Oblíquo (VIO) e Vasto Externo (VE). Antes fazemos algumas considerações sobre antropogénese, anatomia e biomecânica da articulação patelo-femoral.

Palavras-Chave: Síndromes patelo-femorais; factores contribuintes; revisão.

>ABSTRACT

Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS) is a common condition in physiotherapist's clinical practice. The knowledge about his predisposing / aetiological factors could be crucial in comprehension of PFPS problems and its clinical manifestations. This review analyzes the main predisposing / aetiological factors for PFPS, more precisely the increased Q Angle, excessive foot pronation, patella alta, ilio-tibial band and lateral retinaculum tightness, neuromuscular alterations in hip muscles, as well as, in Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis muscles. Before we did several considerations about anthropogenesis, anatomy and patellofemoral joint mechanics.

Key Words: Patellofemoral Pain Syndrome; aetiological factors; review.

Introdução

A Evolução Histórica da Articulação Patelo-Femoral

Segundo registos sobre as ciências da História Natural a articulação do joelho existe há mais de 320 milhões de ano. Nesta altura, a maioria dos seres vivos apresentava uma forma bicôndila na parte distal dos fémures, o perónio articulava com o côndilo externo e a extremidade proximal da tibia era relativamente plana e articulava com o côndilo femoral interno (Tria & Alicea, 1995 citados por

(Tecklenburg, Dejour, Hoser, & Fink, 2006). Mais tarde, no período da Era Mesozóica, verificou-se que a grande maioria dos mamíferos sofre uma regressão no desenvolvimento anatómico da articulação do joelho. A tibia deixa de ser articulada com o fémur e consequentemente deixam de existir algumas estruturas essenciais para a marcha, como por exemplo, o suporte para os meniscos (Reid, 1992).

No entanto, há 65-70 milhões de anos, deu-se a evolução de dois importantes factores que vieram contribuir para a marcha do ser humano: a obliquidade da

Marco Jardim
Professor Adjunto na Escola Superior de Saúde - Instituto Politécnico de Setúbal ¹

epífise distal do fémur em relação à diáfise – que veio permitir a aproximação dos joelhos à linha média do corpo (Reid, 1992) – e o desenvolvimento da articulação patelo-femoral como parte integrante da articulação do joelho (Tria & Alicea, 1995 citados por (Tecklenburg, et al., 2006).

Anatomia da Articulação Patelo-Femoral

De acordo com o conhecimento actual, a articulação patelo-femoral está sob a influência de uma interacção complexa entre as estruturas tecidulares passivas e activas.

O Retináculo Externo é composto por tecido conectivo fibroso com origem na Banda Ílio-Tibial e no VE. Esta estrutura dirige-se para o bordo externo da patela inserindo-se através de uma camada superficial e de uma camada profunda: a primeira funde-se com as fibras longitudinais do VE e a segunda com a porção profunda do Tensor da Fascia Lata (O'Brien, 2001). De acordo com alguns autores, a Banda Ílio-Tibial e o Retináculo Externo têm uma acção determinante nos primeiros 20 a 30° de flexão e um encurtamento dos mesmos pode potencializar um desvio e/ou uma inclinação externa da patela (McConnell, 1994; Puniello, 1993; Winslow & Yoder, 1995).

Por outro lado, o Retináculo Interno, que tem origem no Vasto Interno (VI), dirige-se para o bordo interno da patela inserindo-se através de uma fusão com o ligamento tíbio-patelar (O'Brien, 2001). Apesar de alguns autores considerarem que um excesso de extensibilidade do retináculo interno compromete a capacidade de resistência às forças de tensão exercidas pelas estruturas externas (Hautamaa et al, 1998 citados por (Elliott & Diduch, 2001), muitos não partilham da mesma opinião, considerando-o "funcionalmente pouco importante" (Conlan, Garth, & Lemons, 1993; Desio, Burks, & Bachus, 1998; Farahmand, Naghi Tahmasbi, & Amis, 2004) na estabilidade interna da articulação patelo-femoral.

Em termos dinâmicos, a estabilidade da articulação patelo-femoral é assegurada pelo quadricípete. Devido às suas configurações anatómicas, o VE e o VI, são as componentes musculares que mais contribuem para esta estabilidade. Num plano frontal os ângulos de inserção do VE variam de acordo com a

obliquidade das suas fibras proximais (12° - 15°) e das suas fibras distais (38° - 48°) (Hallisey, Doherty, Bennet, & Fulkerson, 1987).

Por sua vez, o VI tem uma acção mais diferenciada, porque as suas fibras são divididas em duas componentes activas distintas. Num plano frontal, as fibras do Vasto Interno Longitudinal (VIL) têm uma orientação de 15° - 18°, enquanto as fibras do VIO têm uma orientação de 50° - 55° (Lieb & Perry, 1968). Desta forma, o VIL actua em conjunto com as outras porções do quadricípete para fazer a extensão do joelho, enquanto o VIO não tem qualquer influência nessa acção, confirmando-se o seu papel como o único estabilizador dinâmico da patela (Amis & Farahmand, 1996; Elliott & Diduch, 2001; Lieb & Perry, 1968, 1971). Sabe-se que o VIO tem origem no grande adutor e possui uma inervação própria suportada por uma ramificação do nervo femoral (Lieb & Perry, 1968). No entanto, num estudo anatómico mais recente verificou-se que o VIO tinha uma inervação adicional resultante de ramificações do nervo safeno. Curiosamente, após estimulação eléctrica desta terminação nervosa, os autores verificaram uma contracção isolada do VIO e conseqüente desvio interno da patela (Gunal, Arac, Sahinoglu, & Birvar, 1992).

Considerações Biomecânicas

Função da Patela

A patela pode ser considerada como um osso sesamóide controlado pelo quadricípete. Durante muitos anos a sua importante funcionalidade foi questionada por um grande número de investigadores, onde surgiram diversas teorias que apontavam para uma regressão anatómica da patela (Reid, 1992). No entanto, estudos biomecânicos posteriores vieram demonstrar o seu importante contributo, quer no aumento da performance mecânica do aparelho extensor do joelho, quer na sua capacidade em minimizar o stress articular transmitido à articulação patelo-femoral (Fulkerson, 1990). Seja qual for a amplitude do ciclo de flexão/extensão do joelho, a patela tem um papel significativo ao nível da força muscular e nas oscilações sofridas nas várias amplitudes. Por exemplo, num estudo realizado em cadáveres, Kaufer, (1979) (citado por (Garth, 2001) demonstrou que com a ausência da patela, a acção do aparelho extensor

do joelho necessitava de um aumento de 13% da força dos 90° aos 120° e de 31% dos 0° aos 5° e que a sua capacidade em minimizar o stress articular está relacionada com a homogeneidade do seu trajecto dentro da tróclea femoral.

Biomecânica e Áreas de Contacto da Articulação Pateló-Femoral

Aos 0° de extensão, a patela apresenta um ligeiro desvio externo e repousa sobre a camada adiposa infrapatelar, não existindo qualquer contacto articular. Aos 20° de flexão, inicia-se o mecanismo de rotação interna da tibia e a patela desloca-se para dentro da tróclea femoral. Este mecanismo vai provocar uma diminuição do Ângulo Q e conseqüentemente uma diminuição do vector valgo da patela. É nesta amplitude que se verifica o primeiro contacto articular, mais concretamente, ao longo do bordo inferior da superfície posterior da patela.

A partir dos 30° a patela está totalmente instalada na tróclea femoral, o contacto articular passa a ser ao nível da região média, aumentando a área de contacto entre as superfícies articulares. Aos 90° de flexão a patela movimenta-se para a região externa da tróclea femoral e a área de contacto passa a ser distribuída por duas pequenas regiões (interna e externa) ao longo do bordo superior da patela. Dos 90° aos 135° a patela prossegue no mesmo sentido e não se verifica qualquer contacto entre a sua extremidade interna e o côndilo femoral interno (McConnell, 1994). Em resumo, podemos dizer que a patela tem um percurso curvo desde os 0° aos 135° de flexão e que as suas áreas de contacto aumentam durante o mesmo. Segundo alguns autores as áreas de contacto articular da articulação patelo-femoral aumentam cerca de 50% entre os 20° e os 60° de flexão do joelho (Csintalan, Schulz, Woo, McMahon, & Lee, 2002; Huberti & Hayes, 1984; Kersh & Lynn Ploeg, 2005; Powers, Lilley, & Lee, 1998; Salsich, Brechter, & Powers, 2001). Mais recentemente, apesar de chegarem a resultados semelhantes, outros autores registaram diferenças percentuais no aumento da área de contacto (aproximadamente menos 20 a 30%) em relação aos estudos anteriores (Besier, Draper, Gold, Beaupre, & Delp, 2005; Kersh & Lynn Ploeg, 2005).

Forças de Reacção da Articulação Pateló-Femoral

As Forças de Reacção Pateló-Femorais (FRPF) surgem como resultado da compressão da patela contra o fémur e variam com o ângulo de flexão do joelho. Segundo Powers, et al, (1998) os vectores resultantes da força do quadríceps e da força do tendão patelar são iguais, mas opostos às FRPF. O mesmo autor explica, que um aumento da flexão do joelho resulta num aumento das FRPF, ou seja, quando o ângulo entre o quadríceps e o tendão patelar diminui, a força resultante aumenta. Estudos biomecânicos sobre a articulação patelo-femoral, não só têm corroborado esta teoria, como têm confirmado que o stress articular aumenta em função do aumento das FRPF. Por exemplo, durante a realização de exercícios em cadeia cinética fechada os valores médios das FRPF são superiores entre os 60° (6.423 N) e os 90° de flexão (12.083 N) quando comparados com os valores registados entre os 0° (0.114 N) e os 30° (1.234 N) (Steinkamp, Dillingham, Markel, Hill, & Kaufman, 1993). Estes mesmos autores também verificaram que o stress articular foi superior entre os 60° (16,5 MPa) e os 90° de flexão (29,5 MPa) comparativamente aos valores registados entre os 0° (0,8 MPa) e os 30° (6,1 MPa). Um outro estudo revelou resultados idênticos, ao se verificar que as FRPF e o stress articular aumentaram significativamente no agachamento bipodal em duas condições distintas: com carga e sem carga. Dados deste mesmo estudo indicaram ainda, que os valores do stress articular durante o agachamento na condição com carga, foram superiores aos valores registados na condição sem carga (Wallace, Salem, Salinas, & Powers, 2002).

Muitas das vezes os termos "força" e "stress articular" não são bem entendidos e interpretados, originando alguma confusão e controvérsia na compreensão dos seus significados. O stress articular surge como resultado das FRPF sobre a área de contacto articular, e como tal, sugerem-se que deverá ser determinado e considerado pela seguinte equação: $\text{stress articular} = \text{força}/\text{área}$ (Grelsamer & Klein, 1998). Estes mesmos autores afirmam não existir um valor quantitativo de stress para constituir uma lesão na articulação patelo-femoral, no entanto, do

ponto de vista clínico, indivíduos com síndrome patelo-femoral referem uma exacerbação dos sintomas durante actividades que promovem aumento das FRPF (ex. subir ou descer escadas, subir ou descer rampas, posição de sentado por longos períodos, agachamentos, corrida, etc). De acordo com alguns autores, o objectivo inicial de intervenção para este tipo de condições clínicas considera a optimização da área de contacto em detrimento da diminuição da força (Gerrard, 1989; Herrington, 2002; Hilyard, 1990; McConnell, 1986). Assim, acredita-se que um aumento da área de contacto vai proporcionar uma diminuição do stress articular independentemente da intensidade da força exercida sobre a articulação (McConnell, 2002).

Síndromes Patelo-Femorais

De acordo com as considerações anteriores os SPF devem de ser reconhecidos como um conjunto de sinais e sintomas relacionados entre si, com base nas alterações entre a tróclea femoral e a patela, resultando em aumentos do stress articular em áreas articulares específicas (Fulkerson, 1990; Grelsamer & Klein, 1998; Harrison & Mattacola, 2005; Thomeé, 1997).

Os SPF são uma das condições mais frequentes na prática clínica dos fisioterapeutas (Tobin & Robinson, 2000) e considerados como a disfunção mais comum ao nível do joelho (Fagan & Delahunt, 2008). A sua incidência varia entre os 10% na população em geral e os 28% em indivíduos fisicamente activos. A sua prevalência abrange um vasto número de indivíduos com idades compreendidas entre os 10 e os 35 anos e ocorre 2 a 3 vezes mais nas mulheres do que nos homens (Aminaka & Gribble, 2008). Outros autores sustentam estas afirmações ao identificarem em 2002 atletas de fundo e meio fundo, uma elevada percentagem de SPF em mulheres (62%) comparativamente aos homens (38%) (Taunton, et al., 2002).

Apesar dos elevados níveis de incidência e prevalência, o conhecimento acerca da origem dos SPF é escasso e inconclusivo. No entanto, a maioria dos autores afirma que são de natureza multifactorial, resultando de alterações a duas dimensões: da cinemática e do stiffness e equilíbrio muscular do membro inferior (Fitzgerald & McClure, 1995; McConnell, 2002; Powers, Mortenson, Nishimoto, & Simon, 1999;

Wilk, Davies, Mangine, & Malone, 1998; Witvrouw, 2000). No que diz respeito à cinemática a literatura considera o aumento do Ângulo Q (Grelsamer & Klein, 1998; Huberti & Hayes, 1984; McConnell, 1986; Mizuno, et al., 2001; Nissen, Cullen, Hewett, & Noyes, 1998), pronação excessiva do pé (Eng & Pierrynowski, 1993; McConnell, 1986) e patela alta (McConnell, 1986; McConnell, 1996; Ward & Powers, 2004) como as mais preponderantes, enquanto que as alterações do stiffness e equilíbrio muscular, a literatura aponta para o encurtamento da banda ílio-tibial e retináculo externo (Puniello, 1993; Winslow & Yoder, 1995), e uma alteração da actividade muscular dos músculos da anca, mais concretamente rotadores e abdutores externos (Powers, 2003; Powers, Ward, Fredericson, Guillet, & Shellock, 2003), assim como as alterações da intensidade e dos tempos de activação do VE / VIO (McConnell, 1986, 2002; McConnell, 2007).

Aumento do Ângulo Q

Em 1976, Insall definiu o Ângulo Q, como sendo um ângulo formado por uma linha que une a espinha ilíaca antero-superior (EIAS) ao centro da patela e a linha que une o centro da patela a tuberosidade anterior da tibia (Nissen, et al., 1998). Ao longo dos anos geraram-se várias opiniões acerca dos valores normativos deste ângulo, mas até a data não existe qualquer consenso. Contudo a maioria dos autores afirma que o valor médio do ângulo do quadricípite é de 15°/20° (Mizuno, et al., 2001) mas admite-se que este valor seja superior no género feminino (Grelsamer & Klein, 1998; Livingston, 1998).

Grande parte da literatura existente refere que o aumento do Ângulo Q pode ser um factor contribuinte para as disfunções patelo-femorais. A sua hipótese explicativa desta é assente em alterações cinemáticas do membro inferior, onde uma anteversão da cabeça do fémur associada a uma rotação externa da tibia e consequente desvio externo da sua tuberosidade anterior, levam ao aumento do ângulo do quadricípite e respectiva translação externa da patela (McConnell, 1986; McConnell, 1996; McConnell, 2002).

Alguns estudos realizados com recurso a modelos biomecânicos parecem confirmar a preponderância deste factor, ao verificarem que um aumento do Ângulo Q resulta em média num

do desvio externo de 5mm e de 4,5° de inclinação externa da patela dentro da tróclea femoral (Elias & Cosgarea, 2005; Herrington & Nester, 2004). Ainda no âmbito deste tipo de metodologias, Lee et al, (2003) verificaram que um aumento de 15° de rotação interna da tibia resulta num desvio externo da patela e consequentemente num aumento do stress articular ao nível do bordo externo da patela.

Pronação excessiva do pé

De acordo com alguns autores parece existir uma associação entre as disfunções do pé e as alterações cinemáticas do membro inferior. Um dos aspectos mais determinantes nesta afirmação aponta para a relação: pronação do pé - rotação interna da tibia – rotação interna do fémur (Nawoczenski, Saltzman, & Cook, 1998; C Powers, Chen, Reischl, & Perry, 2002). Este pressuposto parece ser mais evidente em análises cinemáticas da marcha, onde se verifica que a pronação do pé é sempre acompanhada por uma rotação interna da tibia nos primeiros 14% do ciclo da marcha (Cornwall & McPoil, 1995; Reischl, Powers, Rao, & Perry, 1999).

É com base nesta estreita relação entre o pé e a tibia que muito autores sustentam a teoria que a pronação excessiva do pé poderá ser um factor contribuinte para as disfunções patelo-femorais (Eng & Pierrynowski, 1993; Kernozek & Greer, 1993; McConnell, 1986). Os autores explicam que a presença da pronação excessiva do pé vai condicionar o mecanismo de rotação externa da tibia e, como estratégia compensatória, desencadear uma rotação interna acrescida do fémur. Consequentemente, esta excessiva rotação interna do fémur irá forçar um desvio interno da patela em relação ao eixo longitudinal do fémur, com a linha do tendão patelar e tuberosidade anterior da tibia, aumentando o Ângulo Q e o vector valgo do joelho (Gross & Foxworth, 2003; Powers, 2003). Contudo, um estudo realizado por Powers et al, (2002) os autores concluíram não existirem diferenças significativas entre sujeitos com SPF e sujeitos assintomáticos, na análise da relação cinemática: pronação excessiva do pé – rotação excessiva da tibia. No entanto, ao nível da análise dos parâmetros da marcha, o grupo de sujeitos sintomáticos apresentava diminuição da velocidade e da cadência e comprimento do

passo, comparativamente ao grupo assintomático.

Em consequência destas alterações cinemáticas, outros autores têm referido a existência de diferenças na actividade muscular entre os músculos supinadores e pronadores do pé durante o ciclo da marcha (Gross & Foxworth, 2003; McConnell, 1996, 2007; Nigg, 2001). Estudos de análise electromiográfica parecem confirmar estas afirmações, ao demonstrarem que em sujeitos com pronação do pé, a actividade muscular do tibial anterior é 19% mais alta e do tibial posterior 14,3% mais baixa, durante a fase de apoio da marcha, comparativamente nos sujeitos sem pronação do pé (Murley, Menz, & Landorf, 2009). Em função destes resultados, os autores concluem ainda, que a integridade da arcada plantar poderá ficar condicionada neste tipo de sujeitos, devido ao papel determinante do tibial posterior na manutenção do arco longitudinal interno pé.

Patela Alta

Patela Alta é caracterizada pelo posicionamento relativo da patela acima da tróclea femoral (Ward & Powers, 2004; Ward, Terk, & Powers, 2005). Clinicamente esta alteração só poderá ser confirmada através de exames complementares de diagnóstico, quando os resultados dos mesmos determinam que o comprimento do tendão patelar é 20% maior que a altura total da patela (McConnell, 1986). Alguns estudos têm sugerido que sujeitos com patela alta apresentam alterações ao nível do aparelho extensor do joelho, predispondo a articulação patelo-femoral a elevados níveis de stress articular em virtude de uma diminuição das áreas de contacto articular e um aumento das FRPF (Ward, et al., 2005). Com recurso conjunto a ressonância magnética dinâmica, simuladores biomecânicos e análise cinemática tridimensional vários autores têm confirmado estas alterações em diferentes actividades (Luyckx, et al., 2009; Ward & Powers, 2004; Ward, et al., 2005). Relativamente aos níveis de stress articular Ward et al, (2005), verificaram um aumento de 8% aos 60° de flexão no grupo de sujeitos com patela alta comparativamente ao grupo de controlo, durante o movimento de flexão do joelho do 0 aos 60°. Curiosamente, um ano antes, alguns destes autores realizaram o mesmo tipo de estudo na análise da marcha lenta

vs rápida em sujeitos com e sem patela alta e não verificaram diferenças significativas entre os grupos ao nível das FRPF. No entanto observaram que o grupo de sujeitos com patela alta apresentava diferenças estatisticamente significativas nos níveis de stress articular durante a realização da marcha rápida (Ward & Powers, 2004).

Mais recentemente Luyckx et al (2009) verificaram, através de um simulador biomecânico, a existência de uma relação entre patela alta e um aumento do stress articular, quanto maior for a amplitude de flexão do joelho. Estes autores observaram um aumento de 1686N entre os 60° e os 120° de flexão do joelho em posições coincidentes de patela alta e apenas de 157N em posições mais baixas da patela dentro da tróclea femoral.

Encurtamento da Banda Ílio-Tibial e Retináculo Externo

Dentro desta dimensão, o encurtamento da banda ílio-tibial e do retináculo externo têm sido identificados como factores que contribuem de uma forma significativa para as alterações no percurso da patela dentro da tróclea femoral (McConnell, 1996; Winslow & Yoder, 1995).

Anatomicamente, a banda ílio-tibial no seu ponto proximal, surge através da fascia do médio glúteo e do tensor da fascia lata. No seu ponto distal, esta estrutura dirige-se para a patela fundindo-se com as fibras superficiais e profundas do retináculo externo (Puniello, 1993). Dinamicamente, entre os 20 e os 30° de flexão do joelho, estas estruturas deslocam posteriormente a patela contra o côndilo femoral externo (Amis, Senavongse, & Bull, 2006) mas um encurtamento das mesmas associado a um aumento da extensibilidade do retináculo interno e uma diminuição da actividade muscular do VIO, poderá causar um desvio e/ou uma inclinação externa progressiva da patela (McConnell, 1996, 2007). Curiosamente, o estudo de Puniello, (1993) encontrou, uma relação positiva entre o encurtamento da banda ílio-tibial e uma diminuição do controlo interno da patela, em sujeitos com SPF. O autor descreve que 70% destes indivíduos tinham encurtamento da banda ílio-tibial e consequente hipomobilidade do desvio interno da patela, contrastando com 18% dos que não tinham um

encurtamento da banda ílio-tibial apresentando um desvio interno normal.

Alterações da Actividade Muscular dos Músculos da Anca

A par destes factores, vários autores têm sugerido que as alterações da actividade dos músculos da anca também podem estar associados aos SPF, porque uma diminuição do controlo desta unidade articular poderá causar alterações da dinâmica do membro inferior, assim como, no posicionamento da patela dentro da tróclea femoral (McConnell, 1996; Prins & van der Wurff, 2009).

Teoricamente, uma diminuição da intensidade muscular dos abdutores de rotadores externos da anca poderá estar associada a um fraco controlo excêntrico da adução e da rotação interna da anca durante actividades realizadas em carga, influenciando a dinâmica da patela dentro da tróclea, à medida que o fémur entra em rotação interna (Powers, 2003; Powers, et al., 2003).

Curiosamente a evidencia existente sobre as afirmações anteriores incide maioritariamente em populações do género feminino. Numa revisão sistemática recentemente publicada os autores confirmaram o pressuposto da diminuição da actividade dos rotadores e abdutores externos da anca em sujeitos com SPF comparativamente a sujeitos assintomáticos. Ao nível dos rotadores externos as diferenças entre grupos variaram entre os -5% e os -36% enquanto que ao nível dos abdutores externos variou entre os -12% e os -26%. Quando comparados os mesmos outcomes nas diferenças entre o membro afectado e não afectado dentro do grupo com SPF, os resultados voltam a beneficiar o pressuposto teórico. Ou seja, existem diferenças significativas dos níveis de intensidade muscular dos rotadores e dos abdutores externos no entre membro sintomático (com SPF) e o membro assintomático (Prins & van der Wurff, 2009).

Alterações da Actividade Muscular entre VIO e VE

Ainda no capítulo das alterações da actividade muscular, o VIO e o VE desempenham um papel determinante em toda a dinâmica do joelho e em particular da articulação patelo-femoral. Desde os fins dos anos 60, reconhece-se o comportamento diferenciado do VIO em relação

ao VIL, devido à sua acção como único estabilizador dinâmico da patela (Lieb & Perry, 1968). De acordo com a literatura, sujeitos assintomáticos caracterizam-se por uma pré-activação do VIO ou por uma activação simultânea do VIO e VE (Cowan, Bennell, Hodges, Crossley, & McConnell, 2001; Karst & Willett, 1995; Powers, Landel, & Perry, 1996). Contudo, em sujeitos sintomáticos, vários estudos não só têm verificado alterações a este nível, mas também da suas implicações na posição da patela dentro da tróclea femoral, do stress e áreas de contacto articular.

De acordo com a meta-análise realizada por Chester et al, (2008) parecem existir diferenças significativas nos tempos de activação do VIO em relação ao VE na actividade subir e descer escadas, entre a população sintomática (com SPF) comparativamente à população assintomática. Contudo na análise efectuada aos restantes estudos primários, que utilizaram outro tipo de actividades (ex. levantar da posição de sentado para a posição de pé, agachamentos ou movimentos de extensão do joelho), verificou-se apenas uma tendência no atraso da activação do VIO em relação ao VE. Os autores concluem que a interpretação dos resultados desta meta-análise devem de ser cuidadosos e ponderados devido à grande heterogeneidade dos estudos primários, quer pelo nível da qualidade metodológica dos mesmos ou pela grande variabilidade das características dos sujeitos nos estudos e entre estudos.

Ainda no âmbito desta análise, dois estudos realizados após a publicação desta meta-análise, parecem sustentar o pressuposto que as alterações do controlo neuromuscular do membro inferior podem ser um importante factor contribuinte para os SPF. Num desses estudos os autores estudaram em sujeitos, com e sem SPF, as diferenças dos tempos de activação entre o VIO e VE no movimento "recuar para trás sobre os calcanhares", e apenas verificaram diferenças significativas no atraso do VIO nos sujeitos sintomáticos (Van Tiggelen, Cowan, Coorevits, Duvigneaud, & Witvrouw, 2009). Um outro publicado recentemente, os autores voltaram a verificar que sujeitos com SPF apresentavam atrasos na activação do VIO em relação ao VE e curiosamente também observaram essas diferenças entre o Médio Glúteo em relação ao Grande Adutor, durante o subir e descer escadas

(Aminaka, Pietrosimone, Armstrong, Meszaros, & Gribble, 2011).

No que diz respeito às suas implicações ao nível articular, vários autores têm referido que um aumento da actividade muscular do VE em relação ao VIO, as zonas de maior stress articular convergem para toda a face externa da articulação patelo-femoral, podendo resultar em alterações de natureza degenerativa nas zonas centrais e internas da superfície posterior da patela, devido a uma diminuição da actividade metabólica e nutritiva da cartilagem, provocadas pela constante inexistência de contacto articular (Grelsamer & Klein, 1998; McConnell, 2002; Powers, et al., 1996).

Resultados de vários estudos têm ido neste sentido, ao demonstrarem que uma diminuição de 50% da actividade do VIO pode resultar num desvio externo de 5mm da patela (Ahmed et al, 1988 citados por McConnell, 1996 e 2002). Dois estudos mais recentes os autores verificaram resultados similares ao referirem que uma diminuição da actividade do VIO é um factor preditivo para o desvio e para a inclinação externa da patela e concluíram a existência de uma correlação significativa destas alterações entre sujeitos com SPF (Elias, Bratton, Weinstein, & Cosgarea, 2006; Lin, et al., 2008). Mais escassa é a literatura que suporta o aumento do stress articular em função das alterações do VIO e VE. No entanto num estudo realizado em 2009 verificou-se que um aumento da actividade do VIO diminui significativamente os níveis de stress articular na região postero-externa e aumenta ao nível da região postero-interna da patela. Para o contexto clínico, os autores concluem que um aumento da actividade do VIO (melhorar a acção muscular do VIO) pode reduzir os níveis de stress articular do compartimento externo quando se verifica dois tipo de disfunção patelo-femoral: desvio ou inclinação externa da patela.

Conclusão

Apesar dos elevados níveis de incidência e prevalência e do reconhecimento das suas manifestações clínicas, a origem dos SPF permanece desconhecida e pouco consensual. No entanto, e de acordo com a maioria da literatura consultada, parece que as suas causas são multifactoriais e amplamente assentes em

diversas componentes biológicas relacionadas com alterações cinemáticas e do stiffness e equilíbrio muscular do membro inferior. Apesar de não ter sido alvo de análise para esta revisão, vários autores têm encontrado uma associação positiva entre os factores psicossociais como argumentos explicativos às manifestações da dor em sujeitos com SPF (Piva, Fitzgerald, Wisniewski, & Delitto, 2009; Piva, et al., 2006). Estes autores justificam estas afirmações com base nos modelos conceptuais de crenças de medo – evitamento do movimento associados a outras condições de natureza músculo-esquelética.

Seja qual for a vertente equacionada, a análise do conhecimento sobre os factores contribuintes dos SPF revela-se escasso e inconclusivo, porque no nosso entender o suporte científico revela-se frágil nos tópicos analisados. Por exemplo, o que se considera ser ou não uma cinemática normal do membro inferior? Que indicadores normativos consideram um aumento da rotação interna do fémur? Quando é que podemos afirmar que a dimensão da translação externa da tuberosidade anterior é representativa de uma rotação externa da tibia? O mesmo se pode interpretar para as alterações da actividade muscular, onde se sugere que sujeitos com SPF apresentam uma diminuição dos tempos de activação e intensidade de contracção do VIO e/ou do Médio Glúteo, mas continua por se esclarecer se é uma causa ou um efeito (ou os dois) da disfunção. Além disso, o conhecimento actual sobre este pressuposto revela ser mais consistente na actividade do subir e descer escadas, desconhecendo-se resultados noutras actividades funcionais, que implicam igualmente um aumento das FRPF e do stress articular, como são os casos da marcha, dos agachamentos ou dos saltos.

Esta revisão leva-nos a concluir que, à imagem de muitas outras condições clínicas, permanece o vazio sobre o conhecimento que determina o limite do que é “normal” para o que é disfunção ou patológico. Na nossa opinião este desconhecimento é pautado quer pela escassez, quer pela qualidade da investigação, onde as diferentes metodologias utilizadas, a não utilização de instrumentos válidos, a grande heterogeneidade entre sujeitos, assim como a falta de consenso entre critérios de inclusão e exclusão, são para nós os factores mais

determinantes. Neste sentido torna-se urgente desenvolver mais e melhor investigação, para que um melhor conhecimento sobre todos estes factores possa ser determinante na efectividade da intervenção da fisioterapia em utentes com SPF.

Bibliografia

Aminaka, N, & Gribble, PA (2008). Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics, and dynamic postural control. *Journal of Athletic Training*, 43(1), 21-28.

Aminaka, N, Pietrosimone, BG, Armstrong, CW, Meszaros, A, & Gribble, PA (2011). Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. *J Electromyogr Kinesiol*.

Amis, & Farahmand, F (1996). Extensor mechanism of the knee. *Current Orthopaedics*, 10, 102-109.

Amis, Senavongse, W, & Bull, AM (2006). Patellofemoral kinematics during knee flexion-extension: an in vitro study. *J Orthop Res*, 24 (12), 2201-2211.

Besier, T, Draper, C, Gold, G, Beaupre, G, & Delp, S (2005). Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing. *J Orthop Res*, 23(2), 345-350.

Conlan, T, Garth, WP, & Lemons, JE (1993). Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 75(5), 682-693.

Cornwall, M, & McPoil, T (1995). Comparison of 2-dimensional rearfoot motion during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(1), 36-40.

Cowan, S, Bennell, K, Hodges, P, Crossley, K, & McConnell, J (2001). Delayed Onset of Electromyographic Activity of Vastus Medialis Obliquus Relative to Vastus Lateralis in Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 183-189.

- Csintalan, R, Schulz, M, Woo, J, McMahon, P, & Lee, T (2002). Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop Relat Res*(402), 260-269.
- Desio, SM, Burks, RT, & Bachus, KN (1998). Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med*, 26(1), 59-65.
- Elias, Bratton, DR, Weinstein, DM, & Cosgarea, AJ (2006). Comparing two estimations of the quadriceps force distribution for use during patellofemoral simulation. *J Biomech*, 39(5), 865-872.
- Elias, & Cosgarea (2005). Computational Quantification of the Influence of the Q-Angle on the Patellofemoral Contact Pressure. Orthopaedic Biomechanics Laboratory.
- Elliott, C, & Diduch, D (2001). Biomechanics of patellofemoral instability. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 9(3), 112-121.
- Eng, J, & Pierrynowski, M (1993). Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther*, 73(2), 62-68; discussion 68-70.
- Fagan, V, & Delahunt, E (2008). Patellofemoral Pain Syndrome - a review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options. *Br J Sports Med*.
- Farahmand, F, Naghi Tahmasbi, M, & Amis, A (2004). The contribution of the medial retinaculum and quadriceps muscles to patellar lateral stability--an in-vitro study. *Knee*, 11(2), 89-94.
- Fitzgerald, GK, & McClure, PW (1995). Reliability of measurements obtained with four tests for patellofemoral alignment. *Phys Ther*, 75(2), 84-90; discussion 90-82.
- Fulkerson, J, Shea, KP. (1990). Disorders of patellofemoral alignment. *J Bone Joint Surg Am*, 72(9), 1424-1429.
- Garth (2001). *Clinical Biomechanics of the Patellofemoral Joint. Operative Techniques in Sports Medicine*, 9(3), 122-128.
- Gerrard, B (1989). The Patello-Femoral Pain Syndrome: A Clinical Trial of the McConnell Programme. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 35(2), 71-80.
- Grelsamer, & Klein (1998). The biomechanics of the patellofemoral joint. *J Orthop Sports Phys Ther*, 28(5), 286-298.
- Gross, M, & Foxworth, J (2003). The Role of Foot Orthoses as an Intervention for Patellofemoral Pain. *J Orthop Sports in Phys Ther*, 33(11), 661-670.
- Gunal, I, Arac, S, Sahinoglu, K, & Birvar, K (1992). The innervation of vastus medialis obliquus. *J Bone Joint Surg Br*, 74(4), 624.
- Hallisey, M, Doherty, N, Bennet, W, & Fulkerson, J (1987). Anatomy of the Junction of the Vastus Lateralis Tendon and the Patella. *J Bone Joint Surg Am*, 69-A(4), 545-549.
- Harrison, A, & Mattacola, C (2005). Neuromechanical Approach to Patellofemoral Pain Syndrome - Part 2 Young Athletes. *ATHLETIC THERAPY TODAY*, 10(5), 64-66.
- Herrington, L (2002). The inter-tester reliability of a clinical measurement used to determine the medial/lateral orientation of the patella. *Man Ther*, 3(7), 163-167.
- Herrington, L, & Nester, C (2004). Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clinical Biomechanics*, 19, 1070-1073.
- Hilyard, A (1990). Recent Developments in the Management of Patellofemoral Pain: The McConnell Programme. *Physiotherapy*, 76(9), 559-565.
- Huberti, H, & Hayes, W (1984). Patellofemoral Contact Pressures. *J Bone Joint Surg Am*, 66-A (5), 715-724.

- Karst, GM, & Willett, GM (1995). Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther*, 75(9), 813-823.
- Kernozek, T, & Greer, N (1993). Quadriceps angle and rearfoot motion: relationships in walking. *Arch Phys Med Rehabil*, 74(4), 407-410.
- Kersh, M, & Lynn Ploeg, H (2005, June 22-26). How Does Normal Flexion Patellofemoral Contact Area Change Before and After Deep Knee Flexion? Paper presented at the Summer Bioengineering Conference, Vail Cascade Resort & Spa - Colorado.
- Lieb, F, & Perry, J (1968). Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am*, 50(8), 1535-1548.
- Lieb, F, & Perry, J (1971). Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions. *J Bone Joint Surg Am*, 53(4), 749-758.
- Lin, Y-F, Lin, J-J, Jan, M-H, Wei, T-C, Shih, H-Y, & Cheng, C-K (2008). Role of the Vastus Medialis Obliquus in Repositioning the Patella: A Dynamic Computed Tomography Study. *Am J Sports Med*, 36(4), 741-746.
- Livingston, L (1998). The quadriceps angle: a review of the literature. *J Orthop Sports in Phys Ther*, 28(2), 105-109.
- Luyckx, T, Didden, K, Vandenuecker, H, Labey, L, Innocenti, B, & Bellemans, J (2009). Is there a biomechanical explanation for anterior knee pain in patients with patella alta? *Jornal Bone & Joint Surgery (BR)*, 91-B, 344-350.
- McConnell, J (1986). The Management of Chondromalacia Patellae: A Long Term Solution. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 32(4), 215-223.
- McConnell, J (1994). The McConnell Patellofemoral Treatment Plan. McConnell Institute.
- McConnell, J (1996). Management of patellofemoral problems. *Man Ther*, 1(2), 60-66.
- McConnell, J (2002). The physical therapist's approach to patellofemoral disorders. *Clinics in Sports Medicine*, 21, 363-387.
- McConnell, J (2007). Rehabilitation and nonoperative treatment of patellar instability. *Sports Med Arthrosc*, 15(2), 95-104.
- Mizuno, Y, Kumagai, M, Mattessich, SM, Elias, JJ, Ramrattan, N, Cosgarea, AJ, et al. (2001). Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res*, 19(5), 834-840.
- Murley, GS, Menz, HB, & Landorf, KB (2009). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res*, 2, 35.
- Nawoczenski, D, Saltzman, C, & Cook, T (1998). The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic behaviour of the leg and rear foot. *Phys Ther*, 78(4), 404-416.
- Nigg, BM (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J Sport Med*, 11(1), 2-9.
- Nissen, C, Cullen, M, Hewett, T, & Noyes, F (1998). Physical and Arthroscopic Examination Techniques of the Patellofemoral Joint. *J Orthop Sports in Phys Ther*, 28(5), 277-285.
- O'Brien, M (2001). Clinical Anatomy of the Patellofemoral Joint. *Int SportMed Journal*, 2 (1), 1-8.
- Piva, SR, Fitzgerald, GK, Wisniewski, S, & Delitto, A (2009). Predictors of pain and function outcome after rehabilitation in patients with patellofemoral pain syndrome. *J Rehabil Med*, 41(8), 604-612.
- Piva, SR, Fitzgerald, K, Irrgang, JJ, Jones, S, Hando, BR, Browder, DA, et al. (2006). Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskelet Disord*, 7, 33.

- Powers (2003). The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. *J Orthop Sports in Phys Ther*, 33(11), 639-646.
- Powers, Landel, R, & Perry, J (1996). Timing and Intensity of Vastus Muscle Activity During Functional Activities in Subjects With and Without Patellofemoral Pain. *Phys Ther*, 76(9), 946-967.
- Powers, Lilley, JC, & Lee, TQ (1998). The effects of axial and multi-plane loading of the extensor mechanism on the patellofemoral joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(8), 616-624.
- Powers, Mortenson, S, Nishimoto, D, & Simon, D (1999). Criterion-related validity of a clinical measurement to determine the medial/lateral component of patellar orientation. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29(7), 372-377.
- Powers, Ward, SR, Fredericson, M, Guillet, M, & Shellock, FG (2003). 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*, 33(11), 677-685.
- Powers, C, Chen, P, Reischl, S, & Perry, J (2002). Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot Ankle Int*, 23(7), 634-640.
- Prins, MR, & van der Wurff, P (2009). Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiother*, 55(1), 9-15.
- Puniello (1993). Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther*, 17(3), 144-148.
- Reid, D (1992). *Sports Injury Assessment and Rehabilitation (2nd Edition ed.)*. London: Churchill Livingstone Inc.
- Reischl, S, Powers, C, Rao, S, & Perry, J (1999). Relationship between foot pronation and rotation of the tibia and femur during walking. *Foot Ankle Int*, 20, 513-520.
- Salsich, G, Brechter, J, & Powers, C (2001). Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(10), 906-912.
- Steinkamp, LA, Dillingham, MF, Markel, MD, Hill, JA, & Kaufman, KR (1993). Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med*, 21(3), 438-444.
- Taunton, JE, Ryan, MB, Clement, DB, McKenzie, DC, Lloyd-Smith, DR, & Zumbo, BD (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med*, 36(2), 95-101.
- Tecklenburg, K, Dejour, D, Hoser, C, & Fink, C (2006). Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14(3), 235-240.
- Thoméé, R (1997). A Comprehensive Treatment Approach for Patellofemoral Pain Syndrome in Young Women. *Phys Ther*, 77(12), 1690-1703.
- Tobin, S, & Robinson, G (2000). The Effect of McConnell's Vastus Lateralis Inhibition Taping Technique on Vastus Lateralis and Vastus Medialis Obliquus Activity. *Physiotherapy*, 86(4), 173-183.
- Van Tiggelen, D, Cowan, S, Coorevits, P, Duvigneaud, N, & Witvrouw, E (2009). Delayed vastus medialis obliquus to vastus lateralis onset timing contributes to the development of patellofemoral pain in previously healthy men: a prospective study. *Am J Sports Med*, 37(6), 1099-1105.
- Wallace, D, Salem, G, Salinas, R, & Powers, CM (2002). Patellofemoral Joint Kinetics While Squatting With and Without an External Load. *J Orthop Sports Phys Ther*, 32, 141-148.
- Ward, SR, & Powers, CM (2004). The influence of patella alta on patellofemoral joint stress during normal and fast walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(10), 1040-1047.

Ward, SR, Terk, MR, & Powers, CM (2005). Influence of patella alta on knee extensor mechanics. *J Biomech*, 38(12), 2415-2422.

Wilk, KE, Davies, GJ, Mangine, RE, & Malone, TR (1998). Patellofemoral disorders: a classification system and clinical guidelines for nonoperative rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther*, 28(5), 307-322.

Winslow, J, & Yoder, E (1995). Patellofemoral Pain in Female Ballet Dancers: Correlation With

Iliotibial Band Tightness and Tibial External Rotation. *J Orthop Sports in Phys Ther*, 22(1), 18-21.

Witvrouw, E, Lysens, R.; Bellemans, J.; Cambier, D.; Vanderstraeten, G. (2000). Intrinsic Risk Factors for the Development of Anterior Knee Pain in an Athletic Population - A Two-Year Prospective Study. *Am J Sports Med*, 28(4), 480-489.