



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA



***ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MEMBROS
INFERIORES E MORFOFUNCIONAL DOS
MÚSCULOS DO QUADRIL E SUAS RELAÇÕES COM A
CINÉTICA DE MULHERES COM E SEM
DOR PATELOFEMORAL***

GUILHERME SILVA NUNES

*São Carlos
2018*



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA



***ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MEMBROS
INFERIORES E MORFOFUNCIONAL DOS
MÚSCULOS DO QUADRIL E SUAS RELAÇÕES COM A
CINÉTICA DE MULHERES COM E SEM
DOR PATELOFEMORAL***

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia (PPG-FT) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Fisioterapia, Área de Concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

DISCENTE

ME. GUILHERME SILVA NUNES

ORIENTADOR

PROF. DR. FÁBIO VIADANNA SERRÃO
Departamento de Fisioterapia
Universidade Federal de São Carlos

SUPERVISORES DE ESTÁGIO NO EXTERIOR (BEPE)

DR. CHRISTIAN JOHN BARTON
PROF. DR. KAY MARGARET CROSSLEY
La Trobe Sport and Exercise Medicine Research Centre
La Trobe University

São Carlos
2018



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Folha de Aprovação

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Tese de Doutorado do candidato Guilherme Silva Nunes, realizada em 19/02/2018:

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão
UFSCar

Prof. Dr. Renan Alves Resende
UFMG

Prof. Dr. Bruno Manfredini Baroni
UFCSPA

Profa. Dra. Melina Nevoeiro Haik
UFSCar

Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira
UFSCar

Este trabalho foi realizado com Apoio Financeiro da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP. Bolsa de Doutorado Regular processo número 2015/01704-7 e Bolsa Estágio de Pesquisa no Exterior (BEPE) processo número 2016/09438-7.

*Dedico esta tese aos meus pais,
Tânia Regina da Silva e Jorge Luis Nunes,
verdadeiros doutores na vida
que com sua orientação cheia de amor e dedicação,
chegamos até aqui.*

AGRADECIMENTOS

Neste momento, gostaria de expressar minha gratidão a pessoas que foram importantes e que de alguma forma colaboraram para eu alcançar este objetivo.

Primeiramente, ao **Prof Dr Fábio Viadanna Serrão** por abrir as portas de seu laboratório, mesmo sem me conhecer. Muito obrigado pela oportunidade, orientação e confiança demonstrada desde o primeiro momento, foi um período de grande aprendizado.

Às agências de fomento **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)** e **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)**, que pela concessão de bolsa e aporte financeiro que auxiliaram na condução deste trabalho.

Ao **Dr Christian Barton**, pelos grandes ensinamentos durante o período de estágio no exterior. Minha sincera gratidão pela atenção, amizade e por ressaltar a importância de nosso conhecimento para nossos pacientes sempre instigando a busca por mais e mais conhecimento. Estendo meus agradecimentos à **Profª Drª Kay Crossley** pela generosidade, ensinamentos e acolhida, que juntamente com todos os membros do *La Trobe Sport and Exercise Medicine Research Centre*, fizeram com que eu me sentisse em casa.

Ao **Prof Dr Marcos de Noronha**, meu mentor na vida acadêmica, meu eterno agradecimento pelos ensinamentos e amizade por todos esses anos.

Aos membros da banca examinadora pela disponibilidade e pelas importantes considerações que contribuíram para a melhora deste trabalho. Um agradecimento especial a **Profª Ana Beatriz de Oliveira**, que além de valorosa contribuição durante a banca de qualificação, também muito colaborou com seu conhecimento durante sua disciplina.

À **Débora Faria Wolf** e **Daniel Augusto dos Santos** pelo auxílio durante a coleta de dados. Em especial à **Débora** pela dedicação e esforço para recrutar participantes, sua ajuda foi essencial para este trabalho.

A todos os **voluntários** que participaram pacientemente das pesquisas cedendo seu tempo para que eu pudesse aprender e evoluir, pessoalmente e profissionalmente.

Aos queridos amigos de *LAIOT*, **Adalberto Felipe Martinez, Ana Flávia dos Santos, Ana Luisa Granado Ferreira, Bruna Calazans Luz, Giovanna Camparis Lessi, Mariana Carvalho de Souza e Rodrigo Scattone Silva**, pelas conversas e trocas de experiências que fizeram com que momentos difíceis se tornassem mais leves. Um obrigado muito especial à **Ana Flávia, Giovanna e Rodrigo** pela acolhida, companheirismo e principalmente pela amizade.

Aos queridos colegas do *LACO*, **Bruno Grüninger, Dechristian Barbieri, Francisco Locks, Helen Nogueira, Letícia Bergamin, Letícia Calixtre e Marina Cid** pelos bons momentos compartilhados. Em especial à **Letícia Bergamin, Letícia Calixtre e Francisco Locks** pela amizade e boas risadas que fizeram com que o cansativo período do doutorado fosse mais fácil.

À **Iolanda da Silva Vilella**, pessoa excepcional que com sua energia e alegria faz que seja impossível não sorrir ao seu lado, por mais cansado e desanimado que qualquer um esteja.

Aos meus amados amigos **Alexânia de Rê, Alice Pires Pasquali, Ana Paula Medeiros, Fábio Sousa, Gustavo Munari, Mariane Franco, Oliver Alves e Pâmela Colato** pelo apoio, incentivo e amizade de longos anos.

Finalmente, àqueles que são mais importantes, à minha família. Meu muitíssimo obrigado à minha mãe, **Tânia Regina da Silva**; ao meu pai, **Jorge Luis Nunes**; meu irmão, **Vitor Silva Nunes**; minha avó, **Daziza Fernandes**; e a minha esposa, **Bruna Wageck**. Pessoas que me apoiaram incondicionalmente, sempre incentivando cheios de amor e carinho. Muito obrigado pelo esforço e ajuda para que eu chegasse até aqui.

*“O maior inimigo do conhecimento não é a ignorância,
mas sim a ilusão de conhecimento.”*

STEPHEN WILLIAM HAWKING

*“Once you stop learning,
you start dying.”*

ALBERT EINSTEIN

RESUMO

Estima-se que entre 10% e 20% da população em geral seja acometida por dor patelofemoral (DPF), com uma prevalência maior em mulheres. Recentemente, fatores proximais à articulação do joelho, como o pobre controle dos movimentos do quadril em atividades com sustentação do peso corporal e fraqueza dos músculos do quadril, têm sido relacionados à DPF. Os objetivos da presente tese foram comparar mulheres com e sem DPF quanto à função dos músculos do quadril e joelho, à morfologia dos músculos glúteo médio e máximo, à biomecânica da aterrissagem de salto e correlacionar medidas de função muscular e cinemática com medida de impacto durante aterrissagens; também foram objetivos da presente tese comparar indivíduos com e sem DPF quanto a função dos músculos do quadril avaliada clinicamente e revisar a literatura quanto aos métodos existentes para o cálculo do estresse patelofemoral. Para avaliação da função (taxa de desenvolvimento da força, potência e torque) dos abdutores e extensores do quadril e extensores do joelho foi utilizado um dinamômetro isocinético. A avaliação da morfologia da musculatura glútea foi realizada por meio de ultrassonografia. Para avaliação biomecânica da aterrissagem foi utilizado um sistema de câmeras e plataforma de força. Para avaliação clínica da função dos músculos abdutores e extensores do quadril foi utilizado um dinamômetro manual para avaliação da força isométrica e teste de 10 repetições máximas para avaliação da força dinâmica, um transdutor linear de posição para avaliação da potência e número de repetições para avaliação da resistência. Mulheres com DPF apresentaram déficits na função muscular comparadas a mulheres assintomáticas com menor potência e força de abdutores e extensores do quadril e extensores do joelho. Durante a aterrissagem de salto, as mulheres com DPF geraram maior impacto, além de apresentarem menor amplitude de movimento de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital. Clinicamente avaliados, indivíduos com DPF apresentaram menor força e potência de abdutores e extensores de quadril comparados a indivíduos assintomáticos. Por fim, a literatura apresenta grande inconsistência quanto aos métodos para cálculo do estresse patelofemoral e não há nenhum método válido definido como padrão ouro. Com isso, durante o tratamento de pessoas com DPF, diversos fatores da função muscular devem ser considerados, especialmente a potência muscular, juntamente com intervenções que visem diminuir o impacto e melhorar o controle do movimento.

Palavras-chave: Potência; Ultrassom; Glúteo; Impacto; Salto; Estresse patelofemoral.

ABSTRACT

Approximately 10% to 20% of the population is affected by patellofemoral pain (PFP), with higher prevalence in females. Last years, proximal factors to the knee joint have been related to PFP, such as poor control of hip movements in weight-bearing activities and weakness in hip muscles. The objectives of the present thesis were to compare females with and without PFP regarding muscle function of the hip and knee muscles, morphology of the gluteus medius and maximus, landing biomechanics from jumps, and to correlate muscle function and kinematic outcomes with the impact measure during landings. The objective of the present thesis were also to compare individuals with and without PFP regarding hip muscle function clinically evaluated and to review the literature regarding the methods for patellofemoral stress calculation. Hip abductors and extensors and knee extensors muscle function (rate of force development, power and torque) was evaluated using an isokinetic dynamometer. Morphology of the gluteal musculature was evaluated using ultrasonography. Landing biomechanics was assessed using a camera system and force plate. For the clinical evaluation, hip abductors and extensors strength was evaluated isometrically using hand-held dynamometer and dynamically using 10 repetitions maximum tests, hip abduction and extension power were assessed using a linear position transducer, and endurance was assessed using the maximum number of repetitions. Females with PFP had deficits in muscle function compared to asymptomatic females including lower power and strength of hip abductors and extensors and knee extensors. During landings, females with PFP generated greater impact combined to lower hip, knee and ankle range of motion in the sagittal plane. Clinically evaluated, individuals with PFP had lower strength and power of hip abductors and extensors compared to asymptomatic individuals. Finally, the literature presents inconsistencies regarding the methods for patellofemoral stress calculation and no valid method is defined as gold standard. Therefore, different factors related to muscle function should be considered during PFP rehabilitation, especially muscle power. Interventions targeting impact and movement control during landings may also be useful.

Keywords: Power; Ultrasound; Gluteus; Impact; Jump; Patellofemoral stress.

LISTA DE TABELAS

ESTUDO I	Página
TABELA 1. Torque isométrico máximo, taxa de desenvolvimento da força, espessura e <i>echo intensity</i> para comparação entre os grupos (média \pm desvio padrão)	25
<hr/>	
ESTUDO II	
TABELA 1. Características dos participantes (média \pm desvio padrão)	40
TABELA 2. Comparação da amplitude de movimento entre os grupos (média \pm desvio padrão)*	50
TABELA 3. Função dos músculos do quadril e joelho para comparação entre os grupos (média \pm desvio padrão)	51
TABELA 4. Correlações da cinemática e função muscular com o impacto	52
<hr/>	
ESTUDO III	
TABELA 1. Fórmulas usadas e os respectivos estudos que citaram tais fórmulas para o cálculo do braço de alavanca efetivo do quadríceps	73
TABELA 2. Síntese dos métodos para cálculo do coeficiente k	75
TABELA 3. Síntese dos métodos para calcular a força de reação patelofemoral (PF)	76
TABELA 4. Síntese dos métodos utilizados para cálculo da área de contato patelofemoral (PF)	78
TABELA 5. Resultados do estresse patelofemoral (PF) – Máximo, mínimo e variação por atividade e população (valores em MPa)	79
<hr/>	
ESTUDO IV	
TABELA 1. Características dos participantes [média (desvio padrão)]	98
TABELA 2. Confiabilidade das medidas	104
TABELA 3. Medidas de força, resistência e potência para as comparações entre os grupos [média (desvio padrão)]	107
TABELA 4. Dados originais dos testes de resistência.	105

LISTA DE FIGURAS

ESTUDO I	Página
FIGURA 1. Avaliação da Força Muscular. A – Avaliação da força muscular dos abdutores do quadril. B – Avaliação da força muscular dos extensores do quadril.	20
FIGURA 2. Taxa de Desenvolvimento da Força (TDF). t30 é o tempo para atingir 30% da força isométrica máxima, t60 é o tempo para atingir 60% da força isométrica máxima e t90 é o tempo para atingir 90% da força isométrica máxima.	21
FIGURA 3. Ultrassonografia. A – Imagem para a avaliação da espessura do músculo glúteo médio. B – Imagem para a avaliação da espessura do músculo glúteo máximo. 1 – Exemplo de área mais escura, o que indica maior quantidade de tecido não contrátil. 2 – Exemplo de área mais clara, o que indica maior quantidade de tecido não contrátil.	22
ESTUDO II	
FIGURA 1. Avaliação da Função Muscular. A – Avaliação dos abdutores do quadril. B – Avaliação dos extensores do quadril. C – Avaliação dos extensores do joelho.	42
FIGURA 2. Descrição das fases analisadas conforme Força Vertical de Reação do Solo (FVRS).	45
FIGURA 3. Taxa de Desenvolvimento da Força (TDF). t1 instante do início da contração; t2 é o tempo para atingir 30% da força isométrica máxima, t3 é o tempo para atingir 60% da força isométrica máxima e t4 é o tempo para atingir 90% da força isométrica máxima.	46
FIGURA 4. Resultado da força vertical de reação do solo (FVRS) (DPF: dor patelofemoral)	47
ESTUDO III	
FIGURA 1. Diagrama do cálculo do estresse patelofemoral (PF)	64

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO	1
TEMA DE INTERESSE	6
HISTÓRICO DE COMPOSIÇÃO DA TESE	7
REFERÊNCIAS	10
ESTUDO I	13
RESUMO	14
INTRODUÇÃO	15
MÉTODOS	17
RESULTADOS	24
DISCUSSÃO	26
CONCLUSÃO	31
REFERÊNCIAS	32
ESTUDO II	34
RESUMO	35
INTRODUÇÃO	36
MÉTODOS	39
RESULTADOS	47
DISCUSSÃO	53
CONCLUSÃO	58
REFERÊNCIAS	59
ESTUDO III	62
RESUMO	63
INTRODUÇÃO	64
MÉTODOS	68
RESULTADOS	71
DISCUSSÃO	80
CONCLUSÃO	86
REFERÊNCIAS	87
ESTUDO IV	93
RESUMO	94
INTRODUÇÃO	95
MÉTODOS	98
RESULTADOS	105
DISCUSSÃO	108
CONCLUSÃO	114
REFERÊNCIAS	115
CONSIDERAÇÕES FINAIS	118
ANEXOS	119

CONTEXTUALIZAÇÃO

Dentre as diversas lesões que acometem o joelho, umas das mais incidentes é a dor patelofemoral (DPF) (1–4). A disfunção causada pela DPF impacta nas atividades diárias e reduzem a capacidade de realizar atividades físicas (5). A DPF é altamente incidente em atletas (1) principalmente quando se trata de atletas com altos volumes de treinamento (6). Estima-se que aproximadamente 25% das lesões no joelho atendidas em centros especializados em reabilitação esportiva sejam DPF (2). Homens e mulheres podem ser acometidos pela DPF, entretanto mulheres têm maior chance de desenvolver DPF que homens (1,7).

A DPF é caracterizada por dor difusa na região anterior do joelho, mais especificamente nas regiões retropatelar ou peripatelar, que é agravada em atividades que sobrecarregam a articulação patelofemoral, como em atos de agachar e subir e descer escadas (5,8). Atividades esportivas podem ser ainda mais provocativas por envolver altas cargas de impacto, com forças aproximadamente iguais a três vezes o peso corporal durante corrida (9) e cinco vezes o peso corporal durante aterrissagem de saltos (10). Entretanto, a origem exata da dor ainda não está esclarecida. Indícios mostram que ela pode estar relacionada à hiperinervação e/ou encurtamento do retináculo lateral (11), a alterações metabólicas em estruturas do joelho (12), ou ao aumento do conteúdo de água na patela com consequente hipertensão intraóssea (13).

Embora a etiologia da DPF ainda não esteja bem explicada, alguns fatores etiológicos são sugeridos, como alterações no posicionamento e movimento patelar, assim como diminuição da força muscular (14,15). Além desses, alterações no movimento dos membros inferiores também têm sido sugeridas como fatores associados à DPF (16–18). O pobre controle dos movimentos dos membros inferiores poderia estar relacionado ao

desenvolvimento ou agravamento da DPF por meio do aumento do valgo dinâmico do joelho, que é composto pela adução e rotação medial do quadril, assim como pela abdução e rotação lateral do joelho (16,17,19). Movimentos excessivos de adução e rotação medial do quadril, e conseqüentemente, aumento na angulação do valgo, poderiam sobrecarregar a articulação patelofemoral devido ao aumento das forças lateralizantes que agem sobre a patela, provocando maior estresse na cartilagem patelar lateral (16,20,21). Além disso, a rotação medial excessiva do quadril pode também ocasionar uma diminuição na área de contato patelofemoral (21,22) e possivelmente, aumentar o estresse nessa articulação.

Baseados nisso, vários estudos foram desenvolvidos para avaliar a cinemática em indivíduos com DPF (23–27). Nakagawa et al. (25,26) mostraram que indivíduos com DPF tiveram uma maior adução do quadril e abdução do joelho durante uma atividade de descida e subida de degrau e durante agachamento unipodal. Alterações no controle do movimento também estão presentes em atividades de maior intensidade. Durante aterrissagens de saltos, mulheres com DPF apresentaram maior adução (27) e rotação medial de quadril (23) comparadas a mulheres assintomáticas. Além disso, Boling et al. (28) reportaram que uma maior rotação medial de quadril durante aterrissagens pode ser um fator de risco para o desenvolvimento de DPF em militares.

Considerando que de fato indivíduos com DPF possuem alterações cinemáticas, talvez essas alterações em controlar o movimento possam acarretar em dificuldades para controlar forças de impacto geradas durante atividades. Porém, estudos prévios que avaliaram o impacto gerado por indivíduos com DPF durante aterrissagens pela medida da força vertical de reação do solo (FVRS) são inconsistentes. Willson e Davis (24) não encontraram nenhuma diferença entre mulheres com e sem DPF durante aterrissagens de saltos verticais consecutivos. Já Peng et al. (29) relataram que bailarinas com DPF possuem maior FVRS durante aterrissagens de um salto específico do *ballet* comparadas a bailarinas assintomáticas.

Por fim, Boling et al. (28) sugerem que uma menor FVRS durante aterrissagens é um fator de risco para o desenvolvimento da DPF. Além dessa inconsistência apresentada, a falta de normalização e análise estatística usada nesses estudos podem levar a conclusões errôneas e maiores investigações são necessárias.

Como as alterações no controle dos movimentos do quadril em indivíduos com DPF ficaram evidenciadas, questionou-se qual seria a causa desse pobre controle. Uma possível teoria para a ocorrência de tais alterações é a deficiência funcional dos músculos do quadril (16,17). Os músculos do quadril, principalmente os músculos glúteo médio e máximo, seriam os responsáveis por fornecer uma estabilidade tridimensional ao quadril durante o movimento; e teoricamente a fraqueza nesses músculos permitiria uma maior adução e rotação medial do quadril com consequente aumento do valgo dinâmico do joelho e do estresse patelofemoral (16,17).

Diante da hipótese de que a fraqueza dos músculos do quadril seria a causadora de alterações cinemáticas em indivíduos com DPF, vários estudos foram realizados para verificar se de fato a força dos músculos do quadril estaria diminuída em indivíduos com DPF (25,26,30–32), sendo estes sintetizados em uma revisão sistemática (33). Na revisão sistemática foram incluídos 24 estudos e pode-se concluir que, apesar de alguns grupos musculares e populações específicas ainda necessitarem de mais estudos, indivíduos com DPF possuem diminuição da força dos músculos do quadril, com maiores evidências para déficits isométricos em músculos abdutores, rotadores laterais e extensores do quadril (33).

Apesar dos estudos apresentarem que indivíduos com DPF possuem fraqueza dos músculos do quadril (33), nenhum estudo se preocupou em estudar as possíveis causas dessa fraqueza. Dentre vários fatores, a força muscular é dependente da morfologia do músculo e por este motivo, normalmente músculos fracos apresentam algum grau de atrofia (15,34–37). Como é o caso do músculo quadríceps femoral em indivíduos com DPF, que se apresenta

fraco, e sua fraqueza coincide com presença de atrofia (34–36). Além disso, a mensuração apenas do tamanho do músculo talvez não seja suficiente para inferir sobre a capacidade de produção de força, pois essa medida inclui também tecidos intramusculares não contráteis (37). A quantidade de tecido não contrátil intramuscular pode ser um fator influente na produção de força (38,39). Músculos de diferentes indivíduos podem apresentar tamanhos e estruturas similares, mas possuem menores quantidades de tecido contrátil, o que poderia afetar diretamente a capacidade de produção de força (38,39). Dessa forma, a avaliação da morfologia dos músculos do quadril em indivíduos com DPF poderia trazer algumas conclusões a respeito da fraqueza apresentada nesses indivíduos. No entanto, até o presente momento, nenhum estudo realizou tal avaliação.

Atualmente, alterações na função dos músculos do quadril de indivíduos com DPF baseiam-se em alterações de atividade eletromiográfica e força muscular (33,40). Entretanto, a função muscular não se limita somente a esses fatores e outros fatores podem ser tão ou mais importantes para indivíduos com DPF. Como exemplo, a estabilização dinâmica da articulação do quadril, pode depender da potência muscular. Talvez, uma adequada estabilização do quadril dependa de um menor tempo para se atingir determinado nível de força. Uma forma de se avaliar esta velocidade de produção da força é o cálculo da taxa de desenvolvimento da força (TDF) (41,42). Todavia, até o presente momento, nenhum estudo avaliou a TDF dos músculos do quadril em indivíduos com DPF e também não se sabe se a potência dos músculos do quadril está associada com potenciais alterações cinéticas presentes em indivíduos com DPF. Uma adequada absorção das forças de impacto talvez dependa de uma adequada potência muscular devido ao curto espaço de tempo que as forças atuam durante atividades de alta intensidade (43).

Existem fortes evidências que intervenções com foco na função dos músculos do quadril são efetivas para melhorar a funcionalidade e reduzir a dor de indivíduos com DPF

(44). Porém, estes bons resultados são limitados a curto e médio prazo o que mostra que algo está faltando nas atuais intervenções para promover uma melhora permanente a indivíduos com DPF. Os autores da revisão sistemática supracitada concluíram que as intervenções dos ensaios clínicos incluídos não abordaram adequadamente o que se propuseram (44). Dos 14 estudos incluídos, 13 estudos declararam focar no fortalecimento dos músculos do quadril e após análise minuciosa, os autores da revisão concluíram que somente três estudos realmente realizaram fortalecimento e somente um estudo incluiu exercícios com foco na potência muscular (44). Assim, a falta de intervenções mais abrangentes em termos de função muscular pode passar pela carência de estudos sobre outros fatores relacionados à função dos músculos do quadril. Além disso, a escassez de instrumentos acessíveis para identificar alterações na função muscular clinicamente, também pode ser uma razão para que intervenções em indivíduos com DPF não apresentem bons resultados em longo prazo.

Dessa forma, maiores investigações são necessárias para entender a função dos músculos do quadril e como possíveis déficits se relacionam com a biomecânica de indivíduos com DPF. Com isso seria possível aprofundar o entendimento sobre a DPF, além de poder melhorar os programas de tratamento existentes, uma vez que tais programas são efetivos, mas não duradouros.

TEMA DE INTERESSE

Diante do exposto os temas de interesse desta tese foram:

- Comparar a taxa de desenvolvimento da força (TDF) e a força isométrica dos músculos abdutores e extensores do quadril; e a espessura e a quantidade de tecido não contrátil dos músculos glúteo médio e máximo entre mulheres com e sem dor patelofemoral.
- Comparar a força vertical de reação do solo e cinemática do membro inferior durante salto vertical unipodal a partir de um degrau entre mulheres com dor patelofemoral e mulheres assintomáticas; assim como comparar os grupos quanto à função dos músculos abdutores e extensores do quadril e extensores do joelho (TDF, potência muscular e torques isométrico, concêntrico e excêntrico). Além disso, verificar se medidas de função muscular e cinemática se relacionam com medida de impacto durante salto vertical unipodal a partir de um degrau.
- Sistemáticamente revisar os métodos existentes para o cálculo do estresse patelofemoral.
- Avaliar se medidas clínicas com foco na função dos músculos do quadril (força, potência e resistência) diferem entre indivíduos com dor patelofemoral e indivíduos assintomáticos.

HISTÓRICO DE COMPOSIÇÃO DA TESE

A presente tese de doutorado é composta por quatro artigos. No estudo I, mulheres com e sem dor patelofemoral (DPF) foram comparadas quanto à morfologia dos músculos do quadril e também quanto à força isométrica e taxa de desenvolvimento da força (TDF) dos músculos do quadril. Esta foi uma pesquisa pioneira no estudo da função e arquitetura dos músculos do quadril em indivíduos com DPF. Este foi o primeiro estudo a mostrar que indivíduos com DPF podem apresentar alterações relacionadas à potência muscular (TDF) e que estes déficits podem ser mais importantes que os déficits de força. Os resultados deste estudo demonstram a possível importância da inclusão de exercícios relacionados à potência muscular durante a reabilitação de indivíduos com DPF.

No estudo II, a forma como mulheres com e sem DPF aterrissam durante saltos verticais unipodais a partir de um degrau foi avaliada. Assim como, uma ampla avaliação da função dos músculos atuantes no quadril e joelho foi apresentada. Neste estudo, inconsistências previamente apresentadas quanto ao impacto gerado foram sanadas, uma vez que concluímos que mulheres com DPF geram maior força vertical de reação do solo durante aterrissagens. Além disso, também encontramos resultados inéditos quanto à cinemática onde verificamos que mulheres com DPF possuem menor movimento no plano sagital durante aterrissagens. Este estudo também apresenta resultados inéditos quanto à função muscular do quadril e joelho. Este foi o primeiro estudo a avaliar concentricamente os músculos do quadril e a potência dinâmica dos músculos do quadril e joelho exclusivamente em mulheres. Os resultados deste estudo mostram que o impacto durante atividades e a função muscular de quadril e joelho como um todo podem ser importantes durante o tratamento de mulheres com DPF. Todavia, alterações cinemáticas e da função muscular parecem não ter relação com alterações na absorção do impacto em mulheres com DPF.

Já o estudo III foi realizado em decorrência de dificuldades encontradas durante processo de análises de dados. Inicialmente, no projeto da presente tese, era pretendido incluir a análise do estresse patelofemoral no estudo II. Com tal objetivo, buscou-se entender como é realizado essa medida e baseado em alguns estudos de referência, concluiu-se que o cálculo do estresse patelofemoral era realizado simplesmente aplicando dados cinemáticos e cinéticos em fórmulas matemáticas. Entretanto, não foi possível concluir quais seriam os métodos mais adequados para tal análise visto que os estudos de referência utilizados apresentavam certas inconsistências na descrição dos métodos para cálculo do estresse patelofemoral. Dessa forma, foi realizada uma revisão sistemática para verificar quais são os métodos existentes para o cálculo do estresse patelofemoral e assim, selecionar os métodos mais adequados para nossos dados. Surpreendentemente, foi concluído que há uma grande inconsistência nos métodos existentes e tais métodos apresentam uma carência em descrição e validade. Os resultados desta revisão sistemática sugerem que talvez o método para cálculo do estresse patelofemoral deva ser melhor constituído para então poder ser utilizado como um desfecho.

Por último, visto que há evidências que indivíduos com DPF possuem fraqueza nos músculos do quadril e baseado nos resultados do estudo I e II onde foi concluído que mulheres com DPF possuem alterações na potência dos músculos do quadril, questionou-se a importância e aplicabilidade clínica de tais achados uma vez que esses déficits foram detectados utilizando equipamentos laboratoriais e que muitas vezes não estão disponíveis para os clínicos. Assim, foi conduzido o estudo IV que teve por objetivo avaliar a função dos músculos do quadril de indivíduos com e sem DPF utilizando equipamentos acessíveis para um ambiente clínico, além de verificar quais parâmetros da função muscular seriam mais importantes entre força, potência e resistência muscular. Foi concluído que é possível detectar déficits de força e potência clinicamente e que tais déficits parecem ser igualmente

importantes. Além disto, este estudo foi o primeiro a apresentar que indivíduos com DPF apresentam menor força dos músculos do quadril detectados pelo teste de 10 repetições máximas. Esse é um achado importante, pois tal teste deve ser utilizado para embasar programas de tratamento quando um fortalecimento adequado é o objetivo principal.

REFERÊNCIAS DA CONTEXTUALIZAÇÃO

1. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 2002; 36(2): 95–101.
2. Baquie P, Brukner P. Injuries presenting to an Australian sports medicine centre: a 12-month study. *Clin J Sport Med* 1997; 7(1):28–31.
3. DeHaven KE, Lintner DM. Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. *Am J Sports Med* 1986; 14(3):218–224.
4. Laprade J, Culham E. Radiographic measures in subjects who are asymptomatic and subjects with patellofemoral pain syndrome. *Clin Orthop* 2003; (414):172–182.
5. Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, Noehren B, Bazett-Jones DM, Willson JD, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *Br J Sports Med* 2014; 48(6):411–414.
6. Lopes AD, Hespanhol Júnior LC, Yeung SS, Costa LOP. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. *Sports Med* 2012; 42(10):891–905.
7. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports* 2010; 20(5):725–730.
8. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med* 2016; 50(14):839–843.
9. Phan X, Grisbrook TL, Wernli K, Stearne SM, Davey P, Ng L. Running quietly reduces ground reaction force and vertical loading rate and alters foot strike technique. *J Sports Sci* 2017; 35(16):1636–1642.
10. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Hum Mov Sci* 2011; 30(3):624–635.
11. Sanchis-Alfonso V. Patellofemoral pain. *Orthop* 2008; 37(9):835–836.
12. Dye SF. The pathophysiology of patellofemoral pain: a tissue homeostasis perspective. *Clin Orthop* 2005; (436):100–110.
13. Ho K-Y, Hu HH, Colletti PM, Powers CM. Recreational runners with patellofemoral pain exhibit elevated patella water content. *Magn Reson Imaging* 2014; 32(7):965–968.
14. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SMA, van Middelkoop M. Risk factors for patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012; 42(2): 81–94.
15. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SMA, van Middelkoop M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med* 2013; 47(4):193–206.
16. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33(11):639–646.
17. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40(2):42–51.

18. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987; 9(4):160–165.
19. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005; 35(5):292–299.
20. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66(5):715–724.
21. Souza RB, Draper CE, Fredericson M, Powers CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40(5):277–285.
22. Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33(11):677–685.
23. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39(1):12–19.
24. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech* 2008; 23(2):203–211.
25. Nakagawa TH, Moriya ETU, Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012; 42(6):491–501.
26. Nakagawa TH, Moriya ÉTU, Maciel CD, Serrão AFV. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44(9):1747–1755.
27. Willson JD, Davis IS. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil* 2009; 18(1):76–90.
28. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med* 2009; 37(11):2108–2116.
29. Peng H-T, Chen WC, Kernozek TW, Kim K, Song C-Y. Influences of patellofemoral pain and fatigue in female dancers during ballet jump-landing. *Int J Sports Med* 2015; 36(9):747–753.
30. Piva SR, Goodnite EA, Childs JD. Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005; 35(12):793–801.
31. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33(11):671–676.
32. Baldon R, Nakagawa TH, Muniz TB, Amorim CF, Maciel CD, Serrao FV. Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Athl Train.* 2009; 44(5):490–496.
33. Rathleff MS, Rathleff CR, Crossley KM, Barton CJ. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 2014; 1–12.

34. Giles LS, Webster KE, McClelland JA, Cook J. Does quadriceps atrophy exist in individuals with patellofemoral pain? A systematic literature review with meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013; 43(11):766–776.
35. Kaya D, Citaker S, Kerimoglu U, Atay OA, Nyland J, Callaghan M, et al. Women with patellofemoral pain syndrome have quadriceps femoris volume and strength deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011; 19(2):242–247.
36. Giles LS, Webster KE, McClelland JA, Cook J. Atrophy of the quadriceps is not isolated to the vastus medialis oblique in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2015; 45(8):613–619.
37. Komi PV. *Strength and power in sport*. 2 ed, Blackwell Science Ltd, 2003.
38. Fukumoto Y, Ikezoe T, Yamada Y, Tsukagoshi R, Nakamura M, Mori N, et al. Skeletal muscle quality assessed from echo intensity is associated with muscle strength of middle-aged and elderly persons. *Eur J Appl Physiol* 2012; 112(4):1519–1525.
39. Yamada Y, Schoeller DA, Nakamura E, Morimoto T, Kimura M, Oda S. Extracellular water may mask actual muscle atrophy during aging. *J Gerontol* 2010; 65(5):510–516.
40. Barton CJ, Lack S, Malliaras P, Morrissey D. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med* 2013; 47(4):207–214.
41. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol* 2002; 93(4):1318–1326.
42. Andersen LL, Aagaard P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *Eur J Appl Physiol* 2006; 96(1):46–52.
43. Handsaker JC, Forrester SE, Folland JP, Black MI, Allen SJ. A kinematic algorithm to identify gait events during running at different speeds and with different footstrike types. *J Biomech* 2016; 49(16):4128–4133.
44. Lack S, Barton C, Sohan O, Crossley K, Morrissey D. Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med* 2015; 49(21):1365–1376.

***TAXA DE DESENVOLVIMENTO DA FORÇA E
FORÇA DOS MÚSCULOS DO QUADRIL
ESTÃO ALTRADOS EM MULHERES
COM DOR PATELOFEMORAL SEM SINAL
DE ALTERAÇÃO NA MORFOLOGIA DE
GLÚTEO MÉDIO E MÁXIMO***

Nunes GS, Barton CJ, Serrão FV.

*Hip Rate of Force Development and Strength Are Impaired In
Females with Patellofemoral Pain without Signs of Altered Gluteus
Medius and Maximus Morphology*

Journal of Science and Medicine in Sport – publicado (ANEXO I)

RESUMO

Objetivos: Comparar a taxa de desenvolvimento da força (TDF) e a força isométrica dos músculos abdutores e extensores do quadril; e a espessura e a quantidade de tecido não contrátil dos músculos glúteo médio e máximo entre mulheres com e sem dor patelofemoral (DPF).

Métodos: Cinquenta e quatro mulheres fisicamente ativas (27 com DPF e 27 saudáveis) participaram. Força isométrica e TDF foram avaliadas usando dinamometria isocinética. TDF foi medida até 30%, 60% e 90% do torque isométrico máximo (TIM). Morfologia muscular foi avaliada por ultrassonografia.

Resultados: O grupo DPF apresentou menor TDF comparado ao grupo controle em 33% para abdutores do quadril até 90%TIM (-0,23%/mseg; IC 95% -0,44 a -0,02); em 51% para extensores do quadril até 30%TIM (-0,42%/mseg; IC 95% -0,66 a -0,18); e em 55% para extensores do quadril até 60%TIM (-0,36%/mseg; IC 95% -0,60 a -0,12). O grupo DPF apresentou torque isométrico reduzido em comparação ao grupo controle em 10% para abdutores do quadril (-16,0 Nm/kg×100; IC 95% -30,2 a -1,9) e 15% para extensores do quadril (-30,1 Nm/kg×100; IC 95% -51,4 a -8,9). Não houve diferença significativa entre os grupos para a espessura e a quantidade de tecido não contrátil dos músculos glúteo médio e máximo.

Conclusões: Mulheres com DPF apresentam déficits em força isométrica e TDF em abdutores e extensores do quadril. Os déficits na TDF são maiores que os déficits de força o que pode destacar sua potencial importância. Os déficits na força e na TDF dos músculos do quadril não parecem ser explicados pela espessura muscular ou proporção de tecido não contrátil da musculatura glútea medidos por ultrassonografia.

Palavras-chave: Joelho; Dinamômetro de força muscular; Atrofia muscular; Potência muscular.

INTRODUÇÃO

Aproximadamente 15% dos atletas lesionados, que são avaliados em clínicas de medicina esportiva, recebem o diagnóstico de dor patelofemoral (DPF), com maior prevalência em mulheres do que em homens (1). Embora a causa da dor ainda seja discutida (2), aumento do estresse patelofemoral é comumente associado à dor (3). A causa do estresse patelofemoral é considerada multifatorial, com o pobre controle do valgo dinâmico do joelho durante atividades funcionais considerado um fator biomecânico chave, pois pode aumentar as forças laterais que atuam na patela (3,4). Uma vez que o valgo dinâmico do joelho envolve a adução e a rotação medial do quadril, a melhora do controle da musculatura do quadril pode ser considerada importante para tratar pessoas com DPF (3).

Com base na hipótese de que a fraqueza dos músculos do quadril pode aumentar a adução e a rotação medial do quadril em pessoas com DPF, muitos pesquisadores investigaram a função dos músculos do quadril em pessoas com DPF resumidas em uma revisão sistemática recente (5). A revisão confirmou que as pessoas com DPF têm fraqueza isométrica dos músculos do quadril, especialmente nos músculos abdutores, rotadores laterais e extensores do quadril (5). No entanto, a relação entre a força muscular isométrica máxima do quadril e a cinemática do quadril não está bem estabelecida (6) e a força muscular do quadril pode não ser um fator de risco no desenvolvimento da DPF (5). Dessa forma, outras características da função muscular do quadril devem ser consideradas.

Durante atividades funcionais, como corrida e subida de escada, espera-se que haja mínima amplitude de movimento de adução e rotação medial do quadril. Conseqüentemente, a velocidade em que os músculos do quadril produzem um nível de força adequado para promover a estabilização necessária pode fornecer novos conceitos sobre possíveis relações entre a função dos músculos do quadril e a cinemática do quadril. Uma maneira para avaliar

isto, é calculando a taxa de desenvolvimento de força (TDF) durante contrações isométricas (7,8), mas tal medida não foi estudada em pesquisas anteriores que avaliaram pessoas com DPF. Tem sido mostrado que pessoas com DPF possuem atrasos e menor duração da ativação dos músculos glúteos durante tarefas funcionais, como corrida e subida de escada (9). É possível que estes déficits no controle neuromuscular possam se manifestar como deficiência na TDF.

Há também uma escassez de pesquisas avaliando possíveis mecanismos relacionados à reduzida força nos músculos do quadril (5), como a massa ou tamanho muscular (10). Por este motivo, músculos fracos geralmente apresentam algum grau de atrofia, como no caso do músculo quadríceps femoral em indivíduos com DPF (11). Além disso, a medida da massa muscular pode incluir tecidos intramusculares com e sem características contráteis. Tanto o tamanho total do músculo quanto o equilíbrio entre tecidos contráteis e não contráteis influenciarão na capacidade de produção da força, com maiores quantidades de tecido não contrátil reduzindo essa capacidade (12,13). Assim, além da avaliação da massa muscular, também é importante considerar a quantidade de tecido não contrátil ao determinar a capacidade de um músculo para gerar força.

Para melhorar a nossa compreensão das características dos músculos do quadril em pessoas com DPF, este estudo transversal compara (i) o torque isométrico máximo e TDF dos músculos abdutores e extensores do quadril; e (ii) a espessura e a quantidade de tecido não contrátil dos músculos glúteos médio e máximo em mulheres com e sem DPF. Nós hipotetizamos que as mulheres com DPF teriam menor força isométrica e uma menor TDF nos abdutores e extensores do quadril em comparação a mulheres saudáveis. Além disso, hipotetizamos que mulheres com DPF teriam uma musculatura glútea menor e uma maior proporção de tecido não contrátil.

MÉTODOS

O estudo incluiu 54 mulheres fisicamente ativas (27 com DPF e 27 saudáveis), entre as idades de 18 e 35 e que participavam de atividades aeróbicas ou atléticas pelo menos três vezes por semana durante pelo menos 30 minutos (14,15). O tamanho amostral foi previamente determinado com base nos resultados da espessura do músculo glúteo médio de estudo piloto com cinco participantes em cada grupo. Considerando-se a diferença de 0,15 cm entre os grupos para a espessura do glúteo médio e o desvio padrão de 0,19 cm, foi determinado um mínimo de 26 participantes por grupo para um alfa de 0,05 e potência de 80%. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Humana da Universidade Federal de São Carlos (número de registro CAEE 40428514.6.0000.5504) e o consentimento foi obtido de todos os participantes.

As participantes foram recrutadas por meio de divulgação em academias, áreas comuns da universidade e redes sociais. Potenciais participantes foram avaliadas quanto à elegibilidade para o estudo por um fisioterapeuta qualificado com mais de seis anos de experiência. Os critérios de inclusão para o grupo DPF foram o início insidioso dos sintomas não relacionados a um evento traumático, presença de dor retropatelar ou peripatelar (mínimo de 3 em 10 pontos na escala visual analógica) em pelo menos três das seguintes situações: subida ou descida de escada, corrida, ajoelhado, agachar-se, sentar-se prolongadamente, saltar, contração isométrica do quadríceps e palpação da faceta medial ou lateral da patela. Além disso, presença de dor por pelo menos dois meses (14–16). O grupo controle incluiu participantes sem história de lesão ou dor nos joelhos, semelhante ao grupo DPF para idade, altura, peso corporal e nível de atividade física avaliado pela versão curta do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) (15,17). Os critérios de exclusão para ambos os grupos foram história de cirurgia nos joelhos, lesões ou dor no quadril, instabilidade patelar,

dor na palpção da área do tendão patelar, região da gordura de Hoffa, banda iliotibial, tendões da ata de ganso ou linha articular do joelho, sinais ou sintomas de lesões meniscais ou ligamentares no joelho, presença de síndrome de Osgood-Schlatter e Sinding-Larsen-Johansson e quaisquer alterações vestibulares, neurológicas ou musculoesqueléticas que interferissem ou contra-indicasem os procedimentos do presente estudo (14–16).

Inicialmente, as participantes responderam ao IPAQ (15,17), Escala de Dor Anterior do Joelho (AKPS) (18) e Escala de Intensidade da Dor (PSS) (18) para caracterizar o nível de atividade física, capacidade funcional e nível de dor, respectivamente. Em seguida, realizou-se a ultrassonografia dos músculos glúteo médio e máximo, seguida das avaliações do torque isométrico máximo e TDF dos abdutores e extensores do quadril. As avaliações foram realizadas em uma única sessão. No grupo DPF, avaliou-se o membro inferior do lado afetado. Nos casos de sintomas bilaterais, avaliou-se o membro inferior com maior nível de dor. No grupo de controle, o membro inferior avaliado foi pareado quanto à dominância dos membros avaliados no grupo DPF. A perna dominante foi determinada perguntando às participantes qual perna elas usariam para chutar uma bola. Antes do início da coleta de dados, um estudo teste-reteste foi realizado para verificar a confiabilidade intra-avaliador das medidas. Oito participantes foram avaliadas em duas ocasiões separadas por 3-7 dias.

O torque isométrico máximo dos abdutores e extensores do quadril foi avaliado usando um dinamômetro isocinético (Biodex Multi Joint System 3, Biodex Medical Systems Inc., Nova York, EUA), com frequência de amostragem de 100 Hz. O coeficiente de correlação intraclassa ($CCI_{3,1}$) e o erro padrão de medida (EPM) foram 0,95 (5,3 Nm/kg×100) para a avaliação dos abdutores do quadril e 0,92 (6,7 Nm/kg×100) para a avaliação do extensores do quadril.

Para a avaliação dos abdutores do quadril, as participantes foram posicionadas em decúbito lateral. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado com o quadril na intersecção

de duas linhas: uma a partir da espinha íliaca posterior superior até joelho e a outra do trocânter maior do fêmur perpendicularmente à linha média do corpo (19). A almofada de resistência do braço de alavanca foi fixado à coxa com um cinto de velcro 5 cm acima da borda superior da patela. As participantes foram instruídas a não realizarem rotações do quadril e não flexionar o joelho durante os testes (19,20). A avaliação foi realizada com o quadril avaliado em posição neutra (20) (Figura 1A).

Para a avaliação dos extensores do quadril, as participantes foram posicionadas em decúbito ventral com as pernas para fora da plataforma de teste. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado com o centro da articulação do quadril no plano sagital perto do trocânter maior do fêmur (6,20). A almofada de resistência do braço de alavanca foi fixada à coxa com um cinto de velcro logo acima da fossa poplítea. As participantes foram instruídas a manter o joelho do membro avaliado a 90° de flexão e evitar rotações do quadril ao longo do teste (20). A avaliação foi realizada com o quadril avaliado em 30° de flexão (20). (Figura 1B).

As participantes foram instruídas a realizar a contração o mais forte e mais rápido possível e manter essa força por cinco segundos. Foram coletadas três repetições de cada movimento com intervalo de um minuto entre cada repetição. As participantes foram encorajadas verbalmente a alcançar a potência máxima durante todas as contrações. Antes de cada teste, duas contrações submáximas e uma contração máxima foram realizadas para familiarização. Foi adotado um intervalo de três minutos entre a familiarização e a coleta de dados. A ação da gravidade no torque foi automaticamente corrigida pelo software do dinamômetro. O torque isométrico da abdução e extensão do quadril foi normalizado pela massa corporal ($\text{Nm/kg} \times 100$) (19) e o maior valor das três repetições foi utilizado para análise estatística.



FIGURA 1. Avaliação da Força Muscular. A – Avaliação da força muscular dos abdutores do quadril. B – Avaliação da força muscular dos extensores do quadril.

Para calcular a TDF dos abdutores e extensores do quadril, também foram utilizados os dados das repetições em que os participantes atingiram o maior torque isométrico. Os dados de torque normalizados foram exportados e processados no software Matlab (versão 2008b, Mathworks, Natick, EUA). O $CCI_{3,1}$ e EPM estavam entre 0,90-0,98 (0,10-0,04%/mseg) na medida da TDF dos abdutores do quadril e entre 0,80-0,98 (0,14-0,04%/mseg) na medida da TDF dos extensores do quadril.

A avaliação da TDF foi realizada calculando-se a inclinação da curva torque/tempo. A inclinação foi obtida dividindo a variação do torque normalizada ($Nm/kg \times 100$, representada como %) pela variação de tempo (mseg) desde o início da contração até 30% (30%TIM), 60% (60%TIM) e 90% (90%TIM) do torque isométrico máximo (7,21) (Figura 2). O início da contração foi definido como o momento em que o torque isométrico ultrapassou 2% do torque máximo (22). Desta forma, valores de TDF maiores indicam uma maior capacidade de gerar força rapidamente (8).

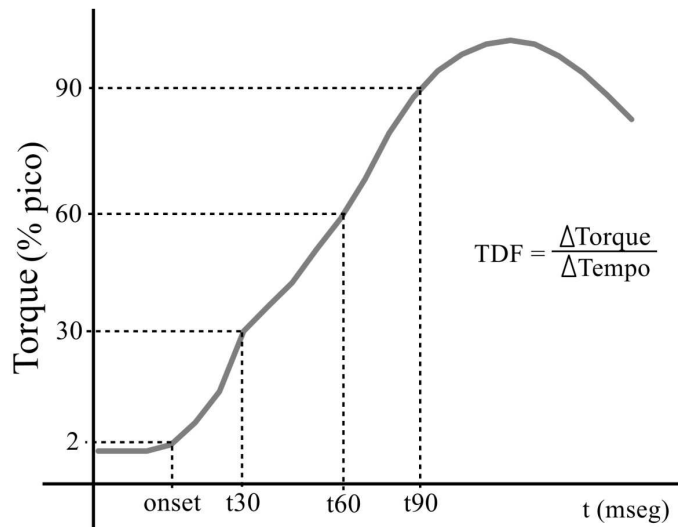


FIGURA 2. Taxa de Desenvolvimento da Força (TDF). t30 é o tempo para atingir 30% da força isométrica máxima, t60 é o tempo para atingir 60% da força isométrica máxima e t90 é o tempo para atingir 90% da força isométrica máxima.

A espessura e a quantidade de tecido não contrátil dos músculos glúteo médio e máximo foram avaliadas por meio de ultrassom (Venue 40, GE Healthcare, Buckinghamshire, Reino Unido) com transdutor convexo (modelo 4C-SC) e frequência de 2,0 a 5,5 MHz em modo B, usando métodos semelhantes a estudos prévios que identificaram diferenças entre jovens e idosos e em idosos após a reabilitação (13,23). As medidas foram realizadas por um fisioterapeuta com treinamento específico para uso de ultrassom. O CCI_{3,1} e EPM foram 0,83 (0,13 cm) para a espessura do glúteo médio, 0,89 (0,12 cm) para a espessura do glúteo máximo, 0,86 (10,0) para a quantidade de tecido não contrátil no glúteo médio e 0,91 (8,5) para a quantidade de tecido não contrátil no glúteo máximo.

Para avaliar o glúteo médio, as participantes estavam em decúbito lateral, com o membro inferior avaliado em repouso e posicionado com o quadril em aproximadamente 20° de adução e sem rotações (24). O local da medida foi a região localizada entre a extremidade proximal da crista ilíaca e o trocânter maior do fêmur (12,13). A imagem foi ajustada até a cabeça do fêmur permanecer no terço direito da imagem (24) (Figura 3A). Para avaliar o glúteo máximo, as participantes estavam em decúbito ventral, com os membros

inferiores em repouso e em posição neutra. O local de medição foi no primeiro terço entre a espinha íliaca posterior superior e o trocânter maior do fêmur (12,13). A imagem foi ajustada até o sacro não poder ser visto no terço esquerdo da imagem (12) (Figura 3B).

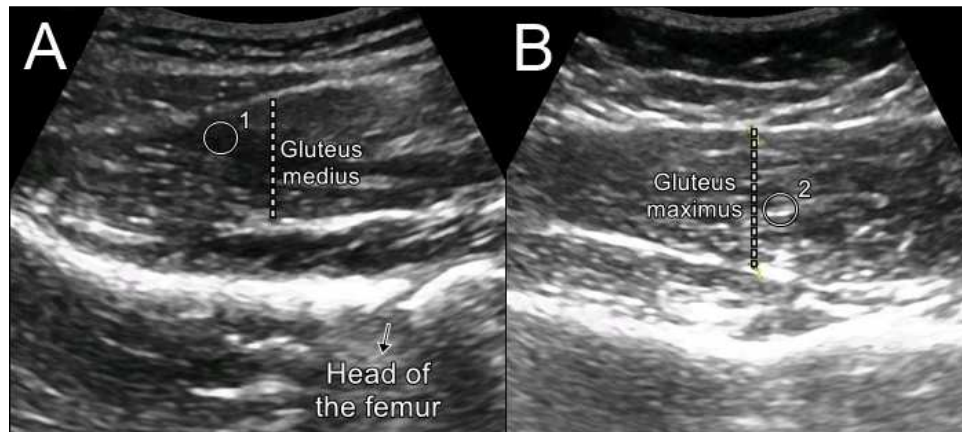


FIGURA 3. Ultrassonografia. A – Imagem para a avaliação da espessura do músculo glúteo médio. B – Imagem para a avaliação da espessura do músculo glúteo máximo. 1 – Exemplo de área mais escura, o que indica maior quantidade de tecido contrátil. 2 – Exemplo de área mais clara, o que indica maior quantidade de tecido não contrátil.

O paquímetro eletrônico do software do dispositivo foi usado para medir a espessura dos músculos. Essa medida foi realizada no centro da imagem levando em conta a maior parte da massa muscular e excluindo a fáscia circundante aos músculos. O conteúdo do tecido não contrátil foi medido pela *echo intensity*, isto é, a medida do brilho das imagens, utilizando o software Adobe Photoshop Elements (versão 13, Adobe Systems Inc., San Jose, EUA). Essa medida foi realizada na área dos músculos avaliados, excluindo a fáscia circundante aos músculos. Esse software contém a função de histograma padrão para valores na escala de cinza entre 0 e 255. Quanto maior o valor, maior o brilho que a imagem possui e maior a quantidade de tecido não contrátil devido ao aumento da reflexão das ondas sonoras nesses tecidos (12). A média de três medidas de espessura e *echo intensity* foram utilizadas para análise estatística.

Para comparações dos dados de caracterização, força isométrica máxima, TDF, espessura muscular e *echo intensity* entre os grupos, utilizou-se o teste t para amostras independentes. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. Para evitar a perda de possíveis achados clinicamente significativos, não foi aplicada correção estatística (25). O tamanho do efeito (TE; g de Hedges) foi calculado usando o Review Manager (RevMan) (Versão 5.2, Copenhague, Dinamarca) para cada comparação e diferenças significativas foram classificadas de acordo com valores do TE da seguinte forma: pequeno ($>0,2$), médio ($>0,5$), grande ($>0,8$) e muito grande ($>1,3$) (26). O nível de confiança foi 5%. Os dados foram analisados usando SPSS versão 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

RESULTADOS

O grupo DPF foi semelhante ($p>0,05$) ao grupo controle em idade ($24,3 \pm 4,0$ vs $23,2 \pm 2,8$ anos), altura ($1,63 \pm 0,06$ vs $1,65 \pm 0,06$ m), peso corporal ($58,8 \pm 7,6$ vs $60,0 \pm 6,3$ kg) e nível de atividade física – IPAQ ($3248,4 \pm 2445,5$ vs $3191,6 \pm 1923,3$ MET minutos/semana). O grupo DPF teve disfunção medida pelo AKPS ($71,7 \pm 9,4$ pontos), nível de dor medido pelo PSS ($42,2 \pm 17,2$ pontos) e uma duração média de sintomas de $4,9 (\pm 4,1)$ anos.

Comparando-se os grupos para o torque isométrico máximo, o grupo DPF apresentou médio déficit em relação ao grupo controle, 10% menor torque para abdutores do quadril ($p = 0,03$; TE = 0,61) e 15% menor torque para os extensores do quadril ($p = 0,006$; TE = 0,76) (Tabela 1). Para a TDF dos abdutores do quadril, o grupo DPF apresentou médio déficit em comparação ao grupo controle, 33% menor TDF até 90%TIM ($p = 0,03$; TE = 0,59). Não houve diferença entre os grupos até 30%TIM ($p = 0,63$; TE = 0,13) e 60%TIM ($p = 0,07$; TE = 0,50). Para a TDF dos extensores do quadril, o grupo DPF apresentou grande déficit em relação ao grupo controle, 51% menor até 30%TIM ($p = 0,001$; TE = 0,97) e 55% menor até 60%TIM ($p = 0,004$; TE = 0,81). Houve também uma tendência estatística para um déficit de tamanho médio no grupo DPF até 90%TIM ($p = 0,054$; TE = 0,53). Na comparação entre os grupos para a espessura muscular, não houve diferença significativa para glúteo médio ($p = 0,61$; TE = 0,13) e o máximo ($p = 0,55$; TE = 0,15). Para o conteúdo de tecidos não contráteis, não foi encontrada diferença significativa no glúteo médio ($p = 0,09$; TE = 0,46) e máximo ($p = 0,46$; TE = 0,20) (Tabela 1).

TABELA 1. Torque isométrico máximo, taxa de desenvolvimento da força, espessura e *echo intensity* para comparação entre os grupos (média ± desvio padrão).

		Grupo DPF	Grupo Controle	Diferença média (95% IC)
<i>Torque Isométrico (Nm/kg x100)</i>				
	Abdutores do quadril	146,9 ± 25,5	163,0 ± 26,5	-16,0 (-30,2 a -1,9)*
	Extensores do quadril	174,4 ± 40,8	204,5 ± 37,0	-30,1 (-51,4 a -8,9)*
<i>Taxa de desenvolvimento da força (%/mseg)</i>				
Abdutores do quadril	30%	0,73 ± 0,51	0,79 ± 0,37	-0,06 (-0,30 a 0,19)
	60%	0,68 ± 0,33	0,84 ± 0,30	-0,16 (-0,33 a 0,02)
	90%	0,46 ± 0,39	0,69 ± 0,38	-0,23 (-0,44 a -0,02)*
Extensores do quadril	30%	0,42 ± 0,24	0,85 ± 0,57	-0,42 (-0,66 a -0,18)*
	60%	0,30 ± 0,18	0,66 ± 0,59	-0,36 (-0,60 a -0,12)*
	90%	0,10 ± 0,08	0,30 ± 0,52	-0,20 (-0,41 a 0,00)
<i>Espessura (cm)</i>				
	Glúteo médio	2,28 ± 0,34	2,32 ± 0,27	-0,04 (-0,21 a 0,13)
	Glúteo máximo	2,44 ± 0,29	2,49 ± 0,36	-0,05 (-0,23 a 0,13)
<i>Echo Intensity (0 to 255)</i>				
	Glúteo médio	113,3 ± 31,5	100,5 ± 23,3	12,9 (-2,3 a 28,0)
	Glúteo máximo	128,1 ± 26,6	123,1 ± 22,7	5,0 (-8,5 a 18,5)

DPF: dor patelofemoral; IC interval de confiança. *Diferença significativa

DISCUSSÃO

Este estudo indica que as mulheres com DPF tiveram menor força e menor TDF dos músculos abdutores e extensores do quadril em comparação a mulheres saudáveis. O inédito resultado da alteração na TDF pode ser particularmente importante considerando-se que exercícios direcionados a isto (treinamento de potência muscular) são raramente incluídos em ensaios clínicos para melhorar a função dos músculos do quadril em pessoas com DPF (27). A importância dos grandes e moderados déficits na TDF nessa população com DPF é destacada quando se compara aos moderados déficits encontrados para força muscular, com os significantes déficits em TDF superiores a 30%, em comparação com os déficits na força isométrica que foram todos menores que 15%. Essa habilidade prejudicada para desenvolver a força rapidamente pode ser um potencial mecanismo para a adução excessiva do quadril e rotação medial do quadril comumente reportada em mulheres com DPF durante atividades diárias (4), como subida e descida de escadas (15) e atividades esportivas, como correr e saltar (20).

Para a abdução do quadril, foram encontradas deficiências moderadas na TDF para atingir torques mais altos (90%), mas não foram encontradas para atingir torques mais baixos (30% e 60%); enquanto o contrário foi verdadeiro para extensão do quadril, ou seja, grandes deficiências para atingir torques mais baixos (30% e 60%), mas não para torques superiores (90%). Essas descobertas indicam que a redução na potência muscular pode ser específica para o nível de torque e direção do movimento. Talvez, as alterações cinemáticas do quadril em pessoas com DPF estão relacionadas à dificuldade em alcançar maiores níveis de força de abdutores de quadril e menores níveis de força de extensores de quadril rapidamente. No entanto, considerando os déficits acima de 30%, pode ser importante enfatizar a potência

muscular como um todo para estimular a geração de força mais rápida pelos abdutores e extensores do quadril durante a reabilitação para DPF.

Clinicamente, bons resultados podem ser obtidos aplicando intervenções para lidar com déficits na TDF. Como exemplo, um programa de treinamento de resistência baseado na contração muscular de alta velocidade proporcionou melhora no desempenho físico para indivíduos com osteoartrose no quadril em comparação a um treinamento de resistência com base na contração muscular de baixa velocidade (23). Além disso, em uma população idosa após artroplastia de quadril, que realizou fortalecimento muscular como parte da reabilitação, melhorou a TDF e essa melhora se correlacionou fortemente com o aumento da velocidade máxima de caminhada (28). Para pacientes com DPF, na fase inicial de reabilitação, exercícios que abordem a potência dos músculos do quadril realizados em cadeia aberta podem melhorar os resultados dos programas de reabilitação anteriormente estudados, focando nas características neuromotoras, de resistência e de força muscular (27). Nos últimos estágios de reabilitação, quando o retorno ao esporte é o objetivo principal, as atividades pliométricas e os exercícios que abordam a velocidade da contração muscular durante tarefas específicas de desempenho esportivo também podem melhorar os resultados nessa população. No entanto, são necessárias mais pesquisas para avaliar a relação entre a TDF e a mecânica do quadril em pessoas com DPF, e se a melhora dos déficits da TDF pode causar uma melhora nos resultados obtidos em programas de reabilitação baseados em evidências atuais visando a força muscular, a resistência e a função neuromotora do quadril (27).

A reduzida força dos músculos do quadril em mulheres com DPF encontrada neste estudo é consistente com pesquisas anteriores (5), embora nosso TE seja inferior à meta-análise desses dados (0,61 vs 1,10 para abdução do quadril e 0,76 vs 1,10 para a extensão do

quadril) (5). No entanto, os resultados do presente estudo continuam a suportar a importância de abordar a força muscular do quadril durante a reabilitação da DPF (29).

A ausência de atrofia nos músculos glúteo médio e máximo em mulheres com DPF observada neste estudo foi surpreendente devido à expectativa de que músculos fracos pudessem apresentar algum grau de atrofia. Anteriormente, Ikezoe et al. (13) relataram uma menor espessura nos músculos glúteos em idosos saudáveis quando comparados a jovens saudáveis usando os mesmos métodos de ultrassonografia. Embora os resultados de Ikezoe et al. (13) são advindos de diferentes populações do presente estudo; seus resultados mostraram que populações com diferentes níveis de força dos músculos do quadril também podem apresentar diferença em relação à espessura dos músculos do quadril usando ultrassom.

A fraqueza do quadríceps em pessoas com DPF (30) foi relatada como compatível com atrofia em comparação a indivíduos assintomáticos em uma meta-análise recente (11). No entanto, esses achados são baseados na avaliação da área de seção transversal (AST) e não na espessura como medido no presente estudo. Curiosamente, Giles et al. (16) mediram a espessura muscular do quadríceps usando ultrassom após sua meta-análise e relataram não haver diferenças entre grupos. Considerando isso, pesquisas futuras que forem avaliar a morfologia dos músculos glúteos podem considerar a avaliação da AST ou volume muscular, embora a espessura muscular medida por ultrassom esteja altamente correlacionada com algumas dessas medidas de morfologia muscular usando ressonância magnética (31). Além disso, o ultrassom é um instrumento confiável e prático (12,24), que é sensível para identificar diferenças entre idosos e jovens em relação à espessura muscular do quadril (13) e uma redução na quantidade de tecido não contrátil no músculo glúteo máximo em indivíduos com osteoartrose do quadril após treinamento de força (23).

A ausência de diferença entre os grupos na espessura e no conteúdo de tecido não contrátil dos músculos glúteo médio e máximo neste estudo indica que outros aspectos da

morfologia muscular ou função podem causar os aparentes déficits na força isométrica e TDF. Um aspecto da arquitetura do músculo que também pode influenciar a TDF é o tipo de fibra muscular (8). É possível que mulheres com DPF tenham uma predominância de fibras musculares de contração lenta nos músculos glúteos em comparação a mulheres assintomáticas. A avaliação do tipo de fibra muscular em pessoas com e sem DPF pode ser considerada em pesquisas futuras. Outros fatores, incluindo inibição pela dor e função neuromotora alterada (9) também podem explicar os déficits na força isométrica e na TDF neste estudo. Pesquisas adicionais para avaliar a relação desses fatores com força e TDF são necessárias.

Embora esses achados contribuam para uma melhor compreensão das mudanças na função dos músculos do quadril na DPF, o presente estudo possui algumas limitações. Analisamos a TDF e a força usando testes isométricos que podem não refletir completamente a função muscular durante o movimento associado a atividades como corrida e subida e descida de escada. No entanto, uma consideração importante é que a adução do quadril e a rotação medial devem ser mínimas durante essas tarefas e, como tal, o teste isométrico pode não diferir muito. Considerando que as pessoas com DPF têm uma menor TDF para o torque muscular em uma posição estática, é provável que elas não tenham a capacidade de manter uma estabilização adequada (movimento mínimo) durante essas atividades dinâmicas. No entanto, pesquisas adicionais poderiam considerar a avaliação da TDF durante testes isocinéticos concêntricos e excêntricos.

A avaliação da morfologia muscular usando ultrassom também pode ser uma limitação. O ultrassom pode não ser capaz de detectar diferenças na morfologia dos músculos do quadril; no entanto, se existissem diferenças que o ultrassom não pode detectar, essas diferenças podem não ser clinicamente relevantes. Também a falta de cegamento do avaliador durante os testes, poderia prejudicar os resultados. No entanto, o pesquisador que

completou a análise de dados foi cegado quanto à alocação de grupo. A aplicabilidade dos achados neste estudo também está limitada a mulheres com idades entre 18 e 35 anos. Adolescentes, mulheres mais velhas e homens podem apresentar características diferentes da população incluída no presente estudo e justificam futuras investigações mais aprofundadas.

CONCLUSÃO

As conclusões deste estudo indicam que mulheres com DPF apresentam déficits na força isométrica e TDF de abdutores e extensores do quadril. Isso destaca que exercícios focando potência e força muscular podem ser fornecidos durante a reabilitação. Um maior déficit da TDF em comparação ao déficit de força indica que os déficits de potência muscular podem ser um comprometimento importante em mulheres com DPF. A força isométrica e os déficits da TDF não parecem ser explicados pela espessura muscular ou proporção de tecido não contrátil da musculatura glútea, medido por ultrassonografia nesta população. Pesquisas futuras são necessárias para compreender o mecanismo da fraqueza dos músculos do quadril em pessoas com DPF.

Implicações práticas

- Reduzida força isométrica de abdutores e extensores do quadril fornecem mais evidências que suportam a reabilitação muscular do quadril em mulheres com dor patelofemoral.
- Reduzida taxa de desenvolvimento da força de abdutores e extensores do quadril em mulheres com dor patelofemoral destacam que o exercício visando à potência dos músculos do quadril pode ser necessário para aperfeiçoar os resultados da reabilitação.
- Alterações morfológicas dos músculos do quadril podem não estar associadas à dor patelofemoral em uma população feminina.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer a Fundação de Pesquisa de São Paulo - FAPESP (processo 2015/01704-7 e 2016/09438-7).

REFERÊNCIAS DO ESTUDO I

1. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 2002; 36(2): 95–101.
2. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med* 2016; 50(14):839–843.
3. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40(2):42–51.
4. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SMA, van Middelkoop M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med*. 2013; 47:193–206.
5. Rathleff MS, Rathleff CR, Crossley KM, Barton CJ. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 2014; 1–12.
6. Boling M, Padua D. Relationship between hip strength and trunk, hip, and knee kinematics during a jump-landing task in individuals with patellofemoral pain. *Int J Sports Phys Ther* 2013; 8(5):661–669.
7. Chang S-HJ, Mercer VS, Giuliani CA, Sloane PD. Relationship between hip abductor rate of force development and mediolateral stability in older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86(9):1843–1850.
8. Andersen LL, Aagaard P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *Eur J Appl Physiol* 2006; 96(1):46–52.
9. Barton CJ, Lack S, Malliaras P, Morrissey D. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med* 2013; 47(4):207–214.
10. Komi PV. *Strength and Power in Sport*, 2^a ed. Blackwell Science Ltd, 2003.
11. Giles LS, Webster KE, McClelland JA, Cook J. Does quadriceps atrophy exist in individuals with patellofemoral pain? A systematic literature review with meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013; 43(11):766–776.
12. Fukumoto Y, Ikezoe T, Tateuchi H, Tsukagoshi R, Akiyama H, So K, et al. Muscle mass and composition of the hip, thigh and abdominal muscles in women with and without hip osteoarthritis. *Ultrasound Med Biol* 2012; 38(9):1540–1545.
13. Ikezoe T, Mori N, Nakamura M, Ichihashi N. Atrophy of the lower limbs in elderly women: is it related to walking ability? *Eur J Appl Physiol* 2011; 111(6):989–995.
14. Baldon R de M, Serrão FV, Scattone Silva R, Piva SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014; 44(4):240-A8.
15. Nakagawa TH, Moriya ÉTU, Maciel CD, Serrão AFV. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44(9):1747–1755.

16. Giles LS, Webster KE, McClelland JA, Cook J. Atrophy of the quadriceps is not isolated to the vastus medialis oblique in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2015; 45(8):613–619.
17. Pardini R, Araújo T, Matsudo V, Andrade E, Braggion G. Validation of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ version 6): pilot study in Brazilian young adults. *Rev Bras Ciên e Mov* 2001; 9:45–51.
18. da Cunha RA, Costa LOP, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the Brazilian population. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013; 43(5):332–339.
19. Baldon R de M, Nakagawa TH, Muniz TB, Amorim CF, Maciel CD, Serrão FV. Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Athl Train* 2009; 44(5):490–496.
20. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39(1):12–19.
21. Bellew JW. A correlation analysis between rate of force development of the quadriceps and postural sway in healthy older adults. *J Geriatr Phys Ther* 2002; 25(1):11–15.
22. Suetta C, Aagaard P, Magnusson SP, Andersen LL, Sipilä S, Rosted A, et al. Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristics in elderly men and women: effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis. *J Appl Physiol* 2007; 102(3):942–948.
23. Fukumoto Y, Tateuchi H, Ikezoe T, Tsukagoshi R, Akiyama H, So K, et al. Effects of high-velocity resistance training on muscle function, muscle properties, and physical performance in individuals with hip osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 2014; 28(1):48–58.
24. Whittaker JL, Emery CA. Sonographic measures of the gluteus medius, gluteus minimus, and vastus medialis muscles. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014; 44(8): 627–632.
25. Perneger TV. What’s wrong with Bonferroni adjustments. *BMJ* 1998; 316:1236–1238.
26. Sullivan GM, Feinn R. Using effect size—or why the p value is not enough. *J Grad Med Educ* 2012; 4(3):279–282.
27. Lack S, Barton C, Sohan O, Crossley K, Morrissey D. Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med* 2015; 49(21):1365–1376.
28. Suetta C, Aagaard P, Rosted A, Jakobsen AK, Duus B, Kjaer M, et al. Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. *J Appl Physiol* 2004; 97(5):1954–1961.
29. Barton CJ, Lack S, Hemmings S, Tufail S, Morrissey D. The “Best Practice Guide to Conservative Management of Patellofemoral Pain”: incorporating level 1 evidence with expert clinical reasoning. *Br J Sports Med* 2015; 49(14):923–34.
30. Kaya D, Citaker S, Kerimoglu U, Atay OA, Nyland J, Callaghan M, et al. Women with patellofemoral pain syndrome have quadriceps femoris volume and strength deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011; 19(2):242–247.
31. Giles LS, Webster KE, McClelland JA, Cook J. Can ultrasound measurements of muscle thickness be used to measure the size of individual quadriceps muscles in people with patellofemoral pain? *Phys Ther Sport* 2015; 16(1):45–52.

***MULHERES COM DOR PATELOFEMORAL QUE
POSSUEM ALTERAÇÃO NA ABSORÇÃO DE IMPACTO
E MENOR AMPLITUDE DE MOVIMENTO DE
MEMBROS INFERIORES DURANTE
ATERRISSAGENS DE SALTO, TAMBÉM POSSUEM
ALTERAÇÕES NA FUNÇÃO DOS MÚSCULOS DO
QUADRIL E JOELHO***

Nunes GS, Barton CJ, Serrão FV.

*Females with Patellofemoral Pain Who Have Impaired Impact
Absorption and Lower Movement during A Single-Legged Drop
Vertical Jump, Also Have Impaired Hip and Knee Muscle Function*

RESUMO

Desenho: Estudo transversal.

Introdução: Mulheres com dor patelofemoral (DPF) possuem alterações biomecânicas durante aterrissagens de saltos; porém, não está claro se essa população absorve o impacto adequadamente durante aterrissagens. Evidências que indicam alterações na função muscular de mulheres com DPF estão mais relacionadas à força isométrica e informações sobre outros fatores da função muscular ainda é escasso.

Objetivos: Comparar mulheres com DPF e mulheres assintomáticas quanto à força vertical de reação do solo (FVRS) e cinemática dos membros inferiores durante saltos verticais a partir de um degrau; e função dos músculos do quadril e do joelho (torque, taxa de desenvolvimento da força [TDF] e potência). Correlacionar medidas da cinemática e função muscular com medida de impacto.

Métodos: Participaram 52 mulheres fisicamente ativas (26 com DPF e 26 controles). Cinética e cinemática foram avaliadas usando um sistema de câmeras e plataforma de força. A função muscular dos abdutores e extensores do quadril e dos extensores do joelho foi avaliada utilizando um dinamômetro isocinético.

Resultados: O grupo DPF apresentou 11% maior FVRS ($p<0,01$); menor movimento de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital (13-22%, $p\leq 0,04$); menores torques isométricos (10-18%; $p\leq 0,03$); menor torque concêntrico de abdutores do quadril e extensores do joelho (13-21%; $p\leq 0,01$); menor torque excêntrico de extensores do quadril e joelho (17%; $p\leq 0,03$); menores TDF (24-54%; $p\leq 0,01$); menor potência concêntrica de abdutores do quadril e extensores do joelho (21-28%; $p<0,01$); e menor potência excêntrica de extensores do quadril e joelho (25-26%; $p<0,01$) em comparação ao grupo controle. Não houve correlações significativas no grupo DPF.

Conclusão: Mulheres com DPF têm dificuldade em absorver impacto e possuem menor movimento do membro inferior no plano sagital durante aterrissagens. Mulheres com DPF também apresentam alterações na força e potência dos músculos do quadril e do joelho.

Palavras-chave: Joelho; Força muscular; Potência muscular; Cinética.

INTRODUÇÃO

Entre 2007 e 2011, mais de dois milhões de pessoas foram diagnosticadas com dor patelofemoral (DPF) nos Estados Unidos (1). A DPF é uma disfunção geralmente agravada por tarefas que sobrecarregam a articulação patelofemoral. Durante esportes, essas atividades geralmente envolvem corrida e aterrissagens de saltos (2,3); as quais podem ser altamente provocativas devido a altas forças de impacto. Durante a corrida, o impacto gerado pode chegar a aproximadamente três vezes o peso corporal (4) e durante aterrissagens de saltos, esse impacto pode chegar a cinco vezes o peso corporal (5).

Durante a aterrissagem de um salto, mulheres com DPF têm apresentado alterações no controle de movimento, como maior adução (6) e rotação medial de quadril (7) em comparação com mulheres assintomáticas. Além disso, Boling et al. relataram que uma maior rotação medial do quadril pode ser um fator de risco para o desenvolvimento de DPF em uma população militar (8). Estudos relacionados à medida do impacto gerado durante aterrissagens (força vertical de reação do solo - FVRS) de pessoas com DPF são inconsistentes. Willson e Davis não encontraram nenhuma diferença entre mulheres com e sem DPF durante aterrissagens de saltos verticais consecutivos (3). No entanto, Peng et al. relataram que bailarinas com DPF possuem maior FVRS em comparação a bailarinas assintomáticas durante aterrissagens de um salto específico do *ballet* (9). Finalmente, Boling et al. sugeriram que uma menor FVRS durante aterrissagens de saltos pode ser um fator de risco para desenvolver DPF (8). Associados a essa inconsistência, questões quanto à falta de normalização e análise estatística usada nos estudos podem induzir conclusões errôneas. Dessa forma, como poucos estudos analisaram biomecanicamente a aterrissagem de mulheres com DPF, não está claro se essa população realmente possui alterações na absorção do

impacto e na cinemática em comparação a mulheres assintomáticas e mais investigações são necessárias.

A alteração da função dos músculos do quadril e do joelho em mulheres com DPF pode influenciar na maneira como mulheres com DPF aterrissam (10,11). Teoricamente, músculos do quadril e do joelho fracos não seriam capazes de estabilizar adequadamente as articulações durante as atividades com suporte de peso e conseqüentemente, a fraqueza poderia causar movimentos anormais que sobrecarregariam a articulação patelofemoral (2,10,11). De fato, mulheres com DPF possuem alterações na força dos músculos do quadril e joelho (12,13); no entanto, algumas questões relacionadas à força desses músculos ainda permanecem, principalmente relacionadas à força dinâmica. Apenas três estudos apresentaram resultados relativos à força excêntrica dos músculos do quadril exclusivamente em mulheres com DPF (14-16) e nenhum estudo avaliou os músculos do quadril concentricamente nessa população. Além disso, outros fatores também influenciam a função muscular, como a potência muscular (17). Um estudo recente mostrou que mulheres com DPF apresentam déficits substanciais na taxa de desenvolvimento da força (TDF) dos músculos do quadril em relação às mulheres assintomáticas (18). Todavia, nenhum estudo avaliou a potência dinâmica nos músculos do quadril ou joelho de mulheres com DPF.

Se mulheres com DPF são incapazes de controlar as forças durante aterrissagens, é importante saber se a função muscular ou cinemática estão relacionadas a esse possível déficit. Com essa informação, novas estratégias podem ser traçadas durante programas de reabilitação. Problemas para controlar os movimentos durante aterrissagens podem influenciar a capacidade de dissipar forças (19). Além disso, mesmo se a teoria de que músculos fracos podem causar alterações no movimento em pessoas com DPF for falsa, a função muscular tem um papel na realização de atividades; como exemplo, alterações na potência muscular poderia reduzir a capacidade de absorção do impacto durante aterrissagens

devido a problemas em produzir força rapidamente (18). Portanto, para melhorar o conhecimento sobre o controle do impacto durante aterrissagens de mulheres com DPF, este estudo transversal compara primeiramente a FVRS durante saltos verticais unipodais a partir de um degrau entre mulheres com DPF e mulheres assintomáticas. Em segundo lugar, para complementar o conhecimento sobre o controle do movimento durante aterrissagens e a função muscular, o presente estudo também compara os grupos em relação à: i) cinemática durante aterrissagens: quadril, joelho e tornozelo no plano sagital; e quadril e tornozelo no plano frontal; ii) função muscular (taxa de desenvolvimento da força, potência muscular, torque isométrico, concêntrico e excêntrico) dos abdutores e extensores do quadril e extensores do joelho. Além disso, como objetivo secundário, o presente estudo também verifica se a cinemática e medidas de função muscular se correlacionam com a medida de impacto durante aterrissagens.

MÉTODOS

Participantes

Cinquenta e duas mulheres fisicamente ativas (26 com DPF e 26 assintomáticas), com idade entre 18 e 35 anos, recrutadas da comunidade universitária, academias ou de mídias sociais participaram do estudo (Tabela 1). O tamanho da amostra foi determinado com base em um estudo piloto com cinco participantes em cada grupo usando os resultados da FVRS. Considerando a diferença de 0,4 N/N_{PC} entre os grupos e o desvio padrão de 0,5 N/N_{PC} , foi necessário um mínimo de 25 participantes por grupo para um alfa de 0,05 e poder de 80%. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Humana da Universidade Federal de São Carlos (número de registro 40428514.6.0000.5504) e o consentimento foi obtido de todos os participantes.

Para serem incluídas no grupo DPF, as participantes deveriam apresentar: i) início insidioso dos sintomas não relacionados a eventos traumáticos; ii) presença de dor retropatelar ou peripatelar; iii) mínimo de 3/10 pontos na EVA em pelo menos três das seguintes situações: subida/descida de escadas, corrida, permanecer ajoelhada, agachamento, prolongado período sentada, salto, contração isométrica de quadríceps e palpação da faceta medial ou lateral da patela; iv) presença de dor há pelo menos dois meses (18,20). Para serem incluídas no grupo controle, as participantes não deveriam ter histórico de lesão ou dor nos joelhos e apresentarem medidas antropométricas e nível de atividade física similares ao grupo DPF (18,20). Para ambos os grupos, as participantes não poderiam ter histórico de cirurgia nos joelhos, lesão ou dor nos quadris, instabilidade patelar, dor à palpação na região do tendão patelar, gordura de Hoffa, banda iliotibial, tendões da para de ganso ou linha articular do joelho, sinais ou sintomas de lesões meniscais ou ligamentares no joelho, presença das síndromes de Osgood-Schlatter e Sinding-Larsen-Johansson (18,20).

TABELA 1. Características dos participantes (média \pm desvio padrão).

	Grupo DPF (n=26)	Grupo Controle (n=26)
Idade (anos)	24,4 \pm 4,2	22,8 \pm 2,6 ^a
Altura (m)	1,63 \pm 0,06	1,65 \pm 0,06 ^a
Massa corporal (Kg)	59,5 \pm 7,1	60,5 \pm 7,1 ^a
IPAQ (MET minutos/semanas)	3183,1 \pm 2669,1	3198,8 \pm 1555,3 ^a
Início da dor (anos)	4,7 \pm 4,0	na
AKPS (pontos)	73,4 \pm 9,2	na
PSS (pontos)	40,5 \pm 17,9	na

DPF: dor patelofemoral; IPAQ: International Physical Activity Questionnaire formato curto (21); AKPS: questionário Anterior Knee Pain Scale (22); PSS: questionário Pain Severity Scale (22); na: não aplicável. ^anenhuma diferença significativa entre os grupos usando teste t para amostras independentes.

Procedimentos

As avaliações foram realizadas em duas sessões separadas por 2-7 dias. Na primeira sessão foi avaliado a cinemática e cinética durante o salto e na segunda sessão foi avaliada a função dos músculos do quadril e do joelho. Para o grupo DPF, avaliou-se o membro inferior do joelho mais doloroso. Caso o joelho mais doloroso fosse do membro inferior dominante, o membro inferior dominante do par referente ao grupo controle foi avaliado e vice-versa.

Salto Vertical Unipodal a partir de Degrau

As participantes em posição unipodal sobre uma caixa de 31 cm de altura foram instruídas a manter os braços cruzados sobre o peito e deixarem-se cair da caixa aterrissando sobre uma plataforma de força, e ao aterrissar, pular verticalmente o mais alto e rápido possível. As participantes trajaram shorts e top esportivos e usaram tênis neutros fornecidos pelos avaliadores (Asics Gel-Equation 5, Asics, ID). Cinco tentativas válidas foram coletadas com um intervalo mínimo de um minuto entre as tentativas. As participantes foram familiarizadas com a tarefa por pelo menos duas vezes antes da coleta de dados.

A cinemática foi coletada usando o sistema de captura de movimento Qualisys com sete câmeras (Qualisys Medical, AB, SE) a uma taxa de amostragem de 240 Hz. A FVRS foi avaliada usando uma plataforma de força Bertec (4060-08, Bertec Corporation, OH, EUA) a uma taxa de amostragem de 2400 Hz. Ambos os sistemas de coleta foram integrados usando o software de aquisição Qualisys Track Manager 2.3 (Qualisys Medical, AB, SE). Dezoito marcadores refletivos foram posicionados em cada participante: processo espinhoso da sétima vértebra cervical, esterno, acrômio direito e esquerdo, espaço interarticular entre a quinta vértebra lombar e o sacro, crista ilíaca direita e esquerda, espinhas ilíacas posterossuperiores, trocânter maior de ambos os fêmures, epicôndilos femorais lateral e medial, maléolos lateral e medial, primeira e quinta cabeças dos metatarsos e falange distal do segundo dedo do pé. Foram colocados cinco *clusters*: sobre o processo espinhoso da quarta vértebra torácica, o processo espinhoso da segunda vértebra lombar, na região posterolateral da coxa, na região posterolateral da perna e na região do calcâneo.

Avaliação da Função Muscular

Para as avaliações do torque, da taxa de desenvolvimento de força (TDF) e da potência foi utilizado um dinamômetro isocinético (Biodex Multi Joint System 3, Biodex Medical Systems Inc., Nova York, EUA).

- *Abdutores do Quadril*: as participantes permaneceram em decúbito lateral com o eixo de rotação do dinamômetro alinhado a interseção de duas linhas: uma partindo da espinha ilíaca posterossuperior até o joelho e a outra partindo do trocânter maior do fêmur perpendicular à linha média do corpo (15). A almofada de resistência foi fixada na coxa 5 cm acima da borda superior da patela. As participantes foram instruídas para não realizar rotações do quadril e não flexionar o joelho durante os testes (7,15). A avaliação isométrica foi realizada com o

quadril avaliado em posição neutra (7) e a avaliação isocinética foi realizada de 0° a 30° de abdução do quadril (15,23) (Figura 1A).



FIGURA 1. Avaliação da Função Muscular. A – Avaliação dos abdutores do quadril. B – Avaliação dos extensores do quadril. C – Avaliação dos extensores do joelho.

- *Extensores do Quadril:* as participantes estavam em decúbito ventral com os membros inferiores para fora da mesa de avaliação e o eixo de rotação do dinamômetro alinhado ao centro da articulação do quadril no plano sagital, próximo ao trocânter maior do fêmur (7,24). A almofada de resistência foi fixada na coxa logo acima da fossa poplítea. As participantes foram instruídas a manter o joelho do membro avaliado em 90° de flexão e evitar rotações do quadril durante os testes (7). A avaliação isométrica foi realizada com o quadril avaliado em 30° de flexão (7) e a avaliação isocinética foi realizada de 0° a 60° de flexão do quadril (16,23) (Figura 1B)

- *Extensores do Joelho:* as participantes estavam sentadas com 85° de flexão do quadril e o eixo de rotação do dinamômetro alinhado ao epicôndilo lateral do fêmur (25,26). A almofada de resistência foi fixada logo acima do maléolo lateral. A avaliação isométrica foi realizada

com o joelho avaliado em 60° de flexão (27) e a avaliação isocinética foi realizada de 90° a 20° de flexão (26,28) (Figura 1C).

Antes de cada teste, as participantes puderam se familiarizar com os testes fazendo duas contrações submáximas e uma contração máxima; após três minutos de repouso, a coleta de dados foi realizada. Para cada grupo muscular, primeiramente as participantes realizaram os testes isométricos e após os testes isocinéticos. Nas avaliações isométricas, as participantes foram instruídas a contrair seus músculos com a maior força e rapidez possível e manter o esforço por cinco segundos; para cada grupo muscular, três tentativas foram coletadas com um intervalo de um minuto entre eles. Nas avaliações isocinéticas, as participantes foram instruídas a “empurrar” a almofada de resistência o “mais potente” possível durante a fase concêntrica e, durante a fase excêntrica, foram instruídas para resistir tanto quanto possível à pressão da almofada de resistência. As avaliações isocinéticas foram realizadas a uma velocidade angular de 60 graus por segundo e para cada movimento foram coletadas duas séries de cinco repetições com três minutos de intervalo. As participantes foram incentivadas verbalmente durante todos os testes.

Análise de Dados

Os dados cinemáticos e cinéticos foram processados utilizando o software Visual 3D (versão 3.9; C-motion Inc., EUA). Os ângulos de Cardan foram calculados usando o sistema de coordenadas articulares em relação a uma coleta estática em posição ortostática conforme recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica (29). Os ângulos do quadril, joelho e tornozelo foram calculados como o movimento do segmento distal em relação ao segmento proximal. Os dados cinemáticos e cinéticos foram filtrados usando um filtro Butterworth, passa-baixa, de quarta ordem, com atraso de fase zero e com frequências de corte de 12 Hz e 50 Hz, respectivamente.

O software Matlab (versão 2008b, Mathworks, Natick, EUA) foi usado para redução dos dados. Os dados cinemáticos e cinéticos foram analisados durante toda a fase de contato, desde o contato inicial do pé com a plataforma até a decolagem para o salto vertical. O contato inicial foi definido como o instante em que a FVRS excedeu 10N e a decolagem foi definida como o instante em que a FVRS foi novamente inferior a 10N (30). Os valores médios entre as cinco tentativas foram utilizados para análise.

Previamente à coleta de dados, oito participantes (quatro em cada grupo) foram avaliadas em duas ocasiões separadas 3-7 dias para verificar a confiabilidade intra-avaliador das medidas usando coeficiente de correlação intraclasse ($CCI_{3,1}$) e erro padrão de medida (EPM). Os CCIs variaram de 0,80 a 0,98, indicando de boa a excelente confiabilidade para todas as medidas utilizadas (31). As variáveis de interesse e seus resultados de confiabilidade são:

- *Força vertical de reação do solo*: pico da força vertical de reação do solo (FVRS) normalizada pelo peso corporal (N/N_{PC}) [$CCI_{3,1}$ (EPM) = 0,92 (0,3 N/N_{PC})] (Figura 2).

- *Amplitude de movimento (ADM)*: ADM máxima de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital; e quadril e tornozelo no plano frontal durante as fases de desaceleração (do contato inicial até o pico de flexão do joelho) e de aceleração (do pico de flexão do joelho até a decolagem) [$CCI_{3,1}$ (EPM) = 0,84-0,92 (0,8-2,9 graus)] (Figura 2).

- *Torque*: torque isométrico, concêntrico e excêntrico de abdutores e extensores do quadril e extensores do joelho. Para o torque isométrico, a média entre as três tentativas de cada grupo muscular foi utilizada para análise; e para os torques concêntricos e excêntricos, a média entre as dez repetições de cada movimento foi utilizada para análise. As medidas foram normalizadas pela massa corporal ($Nm/kg \times 100$) [$CCI_{3,1}$ (EPM) = 0,84-0,98 (3,3-7,1 $Nm/kg \times 100$)].

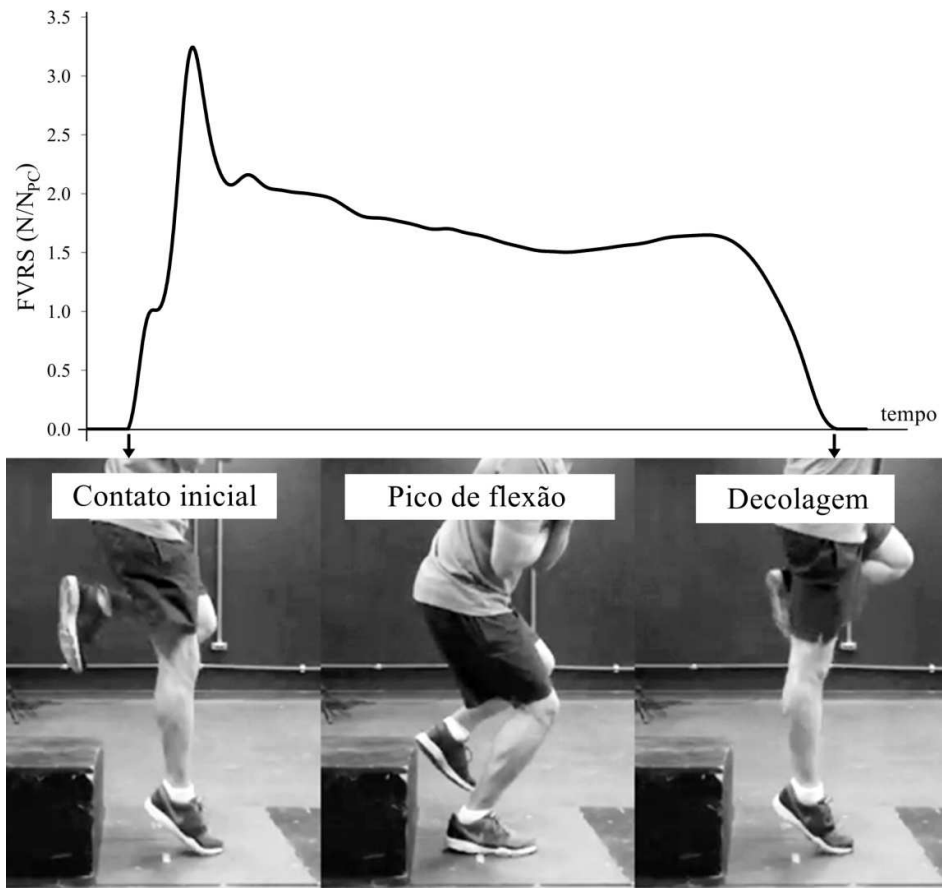


FIGURA 2. Descrição das fases analisadas conforme Força Vertical de Reação do Solo (FVRS).

- *Potência*: potência concêntrica e excêntrica de abdutores e extensores do quadril e extensores do joelho. A média das dez repetições de cada movimento foi utilizada para as análises e as medidas foram normalizadas pela massa corporal ($W/kg \times 100$) [$CCI_{3,1}$ (EPM) = 0,87-0,98 (3,1-5,6 $W/kg \times 100$)].

- *Taxa de desenvolvimento de força (TDF)*: TDF dos músculos abdutores e extensores do quadril e extensores do joelho para atingir três níveis submáximos durante a produção de torque isométrico máximo (18,32). A TDF foi obtida dividindo-se a variação do torque pela variação do tempo a partir do início da contração (quando o torque isométrico excedeu 2% do torque máximo) até 30% (30%TIM), 60% (60%TIM) e 90% (90%TIM) do torque isométrico máximo (33-35) (Figura 3). Para a análise de dados da TDF, as medidas de torque isométrico

normalizado foram exportadas e processadas no software Matlab. O cálculo foi realizado nas três tentativas isométricas de cada grupo muscular e a média foi utilizada para análise [CCI_{3,1} (EPM) = 0,80-0,98 (0,02-0,14 %/ms)].

As TDF e torque isométrico a partir da tentativa de maior valor para abdutores e extensores do quadril foram previamente publicados (18).

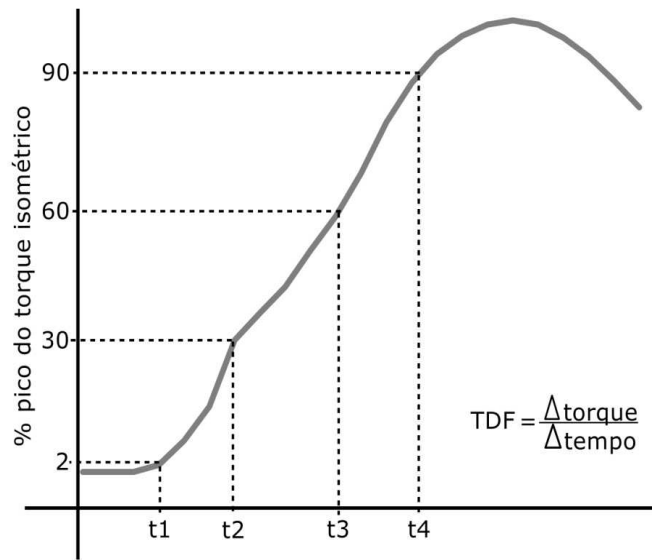


FIGURA 3. Taxa de Desenvolvimento da Força (TDF). t1 instante do início da contração; t2 é o tempo para atingir 30% da força isométrica máxima, t3 é o tempo para atingir 60% da força isométrica máxima e t4 é o tempo para atingir 90% da força isométrica máxima.

Análise Estatística

O teste t para amostras independentes foi utilizado para comparar as variáveis de interesse entre os grupos. O tamanho do efeito (g de Hedges) foi calculado usando o software Review Manager (versão 5.2, Copenhague, Dinamarca) para cada comparação. Correlações de Pearson foram calculadas para verificar a associação entre FVRS com a função muscular do quadril/joelho e medidas cinemáticas. As correlações foram consideradas como: pobre (r = 0,00 a 0,25), razoável (r = 0,25 a 0,50), moderado a bom (r = 0,50 a 0,75) e excelente (r = 0,75 a 1,00) (31). O nível de confiança foi fixado em 5%. Nenhuma correção estatística foi aplicada para evitar a possível perda de diferenças clinicamente significativas (36). Os dados foram analisados usando SPSS versão 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

RESULTADOS

As medidas antropométricas e o nível de atividade física foram semelhantes entre os grupos ($p>0,05$) (Tabela 1).

Medida de impacto: o grupo DPF apresentou 11% maior FVRS ($p<0,01$, tamanho de efeito = 1.09) em relação ao grupo controle ($4,6 \pm 0,5$ N/N_{PC} vs $4,1 \pm 0,4$ N/N_{PC}). A diferença média entre os grupos foi igual a $0,5$ N/N_{PC}, com intervalo de confiança de 95% entre 0,2 e 0,7 N/N_{PC} (Figura 4).

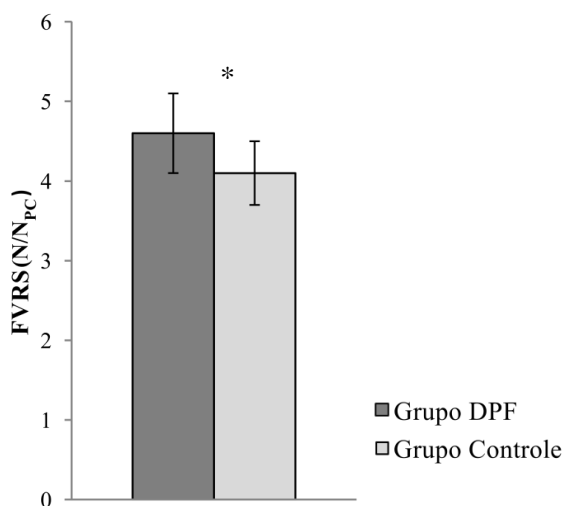


FIGURA 4. Resultado da força vertical de reação do solo (FVRS) (DPF: dor patelofemoral).

Cinemática: durante a fase de desaceleração, o grupo DPF apresentou 13% menor ADM de flexão do joelho ($p<0,01$) e 19% menor ADM de flexão do quadril ($p = 0,04$) em comparação ao grupo controle (Tabela 2). Durante a fase de aceleração, o grupo DPF apresentou 22% menor ADM de extensão do joelho ($p<0,01$), 22% menor ADM de extensão do quadril ($p<0,01$) e 13% menor ADM de flexão plantar do tornozelo ($p<0,01$) em comparação ao grupo controle (Tabela 2). Houve também uma tendência estatística para o movimento do tornozelo no plano frontal durante a fase de aceleração ($p = 0,06$), sendo que o grupo DPF apresentou 17% menor ADM em comparação ao grupo controle (Tabela 2). Nenhuma

diferença entre os grupos foi identificada para os movimentos do quadril no plano frontal durante as fases de desaceleração ($p = 0,89$) e aceleração ($p = 0,20$), ou para movimentos do tornozelo durante a fase de desaceleração no plano sagital ($p = 0,11$) e no plano frontal ($p = 0,83$).

Função muscular – Abdutores do Quadril: O grupo DPF apresentou 10% menor torque isométrico ($p = 0,03$) e 13% menor torque concêntrico ($p = 0,01$); 24% e 37% menor TDF para atingir 60%TIM ($p = 0,01$) e 90%TIM ($p = 0,01$), respectivamente; e 21% menor potência concêntrica ($p < 0,01$) em comparação com o grupo controle (Tabela 3). Também houve tendências estatísticas, sendo que o grupo DPF apresentou 19% menor TDF até 30%TIM ($p = 0,08$) e 24% menor potência excêntrica ($p = 0,051$) em comparação ao grupo controle (Tabela 3). Nenhuma diferença entre os grupos foi identificada para torque excêntrico ($p = 0,73$).

Função muscular – Extensores do Quadril: o grupo DPF apresentou 18% menor torque isométrico ($p < 0,01$) e 17% menor torque excêntrico ($p < 0,01$); 45% e 54% menor TDF para atingir 30%TIM ($p < 0,01$) e 60%TIM ($p < 0,01$), respectivamente; e 25% menor potência excêntrica ($p < 0,01$) em comparação ao grupo controle (Tabela 3). Houve também uma tendência estatística para TDF até 90%TIM, sendo que o grupo DPF apresentou 50% menor TDF ($p = 0,06$) em relação ao grupo controle (Tabela 3). Nenhuma diferença entre os grupos foi identificada para torque concêntrico ($p = 0,38$) e potência concêntrica ($p = 0,22$).

Função muscular – Extensores do Joelho: o grupo DPF apresentou 12% menor torque isométrico ($p = 0,02$), 21% menor torque concêntrico ($p < 0,01$) e 17% menor torque excêntrico ($p = 0,03$); 31% e 30% menor TDF para atingir 30%TIM ($p < 0,01$) e 60%TIM ($p =$

0,01), respectivamente; e 28% menor potência concêntrica ($p < 0,01$) e 26% menor potência excêntrica ($p < 0,01$) em comparação ao grupo controle (Tabela 3). Nenhuma diferença entre os grupos foi identificada para TDF até 90%TIM ($p = 0,16$).

Correlações: No grupo controle, foram encontradas algumas correlações significativas ($p < 0,05$) (Tabela 4). A magnitude da FVRS apresentou de moderada a boa correlação com a ADM de extensão do joelho ($r = -0,56$) e do quadril ($r = -0,50$) durante a fase de aceleração, e também com o torque isométrico ($r = -0,55$) e potência excêntrica dos abdutores do quadril ($r = -0,50$). A magnitude da FVRS também foi razoavelmente correlacionada com a ADM de flexão plantar do tornozelo durante a fase de aceleração ($r = -0,41$), potência concêntrica ($r = -0,43$) e torque excêntrico ($r = -0,39$) dos extensores do quadril. Não foi identificada nenhuma correlação significativa no grupo DPF (Tabela 4).

TABELA 2. Comparação da amplitude de movimento entre os grupos (média ± desvio padrão)*.

	<i>FASE DE DESACELERAÇÃO</i>				<i>FASE DE ACELERAÇÃO</i>			
	Grupo DPF	Grupo Controle	Diferença média (95% IC)	TE	Grupo DPF	Grupo Controle	Diferença média (95% IC)	TE
Joelho plano sagital	43,8 ± 9,2	50,1 ± 7,0	-6,3 (-10,8 a -1,7)	0,76	46,8 ± 11,5	59,9 ± 11,2	-13,1 (-19,4 a -6,8)	1,14
Quadril plano sagital	19,9 ± 9,5	24,7 ± 6,6	-4,8 (-9,4 a -0,3)	0,58	35,5 ± 10,9	44,5 ± 9,9	-9,0 (-14,8 a -0,3)	0,85
Quadril plano frontal	19,9 ± 4,4	20,1 ± 5,8	-0,2 (-3,1 a 2,7)	0,04	13,2 ± 4,9	15,1 ± 5,6	-1,9 (-4,9 a 1,0)	0,36
Tornozelo plano sagital	48,8 ± 8,9	52,4 ± 7,3	-3,6 (-8,1 a 0,9)	0,44	46,8 ± 10,6	54,0 ± 7,5	-7,1 (-12,3 a -2,0)	0,77
Tornozelo plano frontal	14,2 ± 5,5	14,5 ± 4,6	-0,3 (-3,0 a 2,5)	0,06	12,4 ± 4,5	14,9 ± 4,8	-2,5 (-5,1 a 0,1)	0,53

DPF: dor patelofemoral; IC: intervalo de confiança; TE: tamanho do efeito. *Medidas em graus. Tamanho de efeito em negrito indica diferença significativa.

TABELA 3. Função dos músculos do quadril e joelho para comparação entre os grupos (média ± desvio padrão).

		Grupo DPF	Grupo Controle	Diferença média (95% IC)	TE	TE (95% IC) e % da diferença
<i>Abdutores do Quadril</i>	Torque Iso	139,4 ± 23,1	154,9 ± 25,5	-15,6 (-29,1 a -2,0)	0,63	10%
	Torque Con	94,7 ± 19,1	108,4 ± 17,5	-13,7 (-23,9 a -3,5)	0,74	13%
	Torque Exc	69,0 ± 18,9	70,9 ± 21,3	-2,0 (-13,2 a 9,3)	0,09	3%
	TDF 30%	0,61 ± 0,28	0,75 ± 0,30	-0,14 (-0,31 a 0,02)	0,48	19%
	TDF 60%	0,59 ± 0,24	0,78 ± 0,27	-0,19 (-0,33 a -0,05)	0,73	24%
	TDF 90%	0,36 ± 0,27	0,57 ± 0,30	-0,21 (-0,37 a -0,05)	0,72	37%
	Potência Con	59,5 ± 15,0	75,5 ± 15,1	-16,0 (-24,4 a -7,7)	1,05	21%
	Potência Exc	18,8 ± 10,4	24,6 ± 10,6	-5,8 (-11,7 a 0,02)	0,54	24%
<i>Extensores do Quadril</i>	Torque Iso	160,0 ± 41,2	194,5 ± 38,9	-34,5 (-56,8 a -12,2)	0,85	18%
	Torque Con	115,7 ± 42,3	125,8 ± 40,0	-10,1 (-33,0 a 12,8)	0,24	8%
	Torque Exc	134,4 ± 34,3	162,6 ± 38,0	-28,2 (-48,4 a -8,1)	0,77	17%
	TDF 30%	0,41 ± 0,25	0,75 ± 0,40	-0,34 (-0,53 a -0,16)	1,00	45%
	TDF 60%	0,28 ± 0,16	0,61 ± 0,48	-0,33 (-0,53 a -0,13)	0,91	54%
	TDF 90%	0,10 ± 0,09	0,20 ± 0,27	-0,11 (-0,22 a 0,01)	0,49	50%
	Potência Con	46,1 ± 23,1	54,5 ± 24,9	-8,4 (-21,8 a 5,0)	0,34	15%
	Potência Exc	91,2 ± 29,5	120,9 ± 34,7	-29,7 (-47,6 a -11,8)	0,91	25%
<i>Extensores do Joelho</i>	Torque Iso	217,2 ± 46,0	246,5 ± 38,8	-29,2 (-53,0 a -5,5)	0,68	12%
	Torque Con	133,0 ± 42,6	169,2 ± 28,8	-36,3 (-56,5 a -16,1)	0,98	21%
	Torque Exc	172,9 ± 56,7	208,4 ± 59,4	-35,5 (-67,9 a -3,2)	0,60	17%
	TDF 30%	0,57 ± 0,27	0,83 ± 0,37	-0,25 (-0,43 a -0,07)	0,79	31%
	TDF 60%	0,47 ± 0,24	0,67 ± 0,33	-0,20 (-0,36 a -0,4)	0,68	30%
	TDF 90%	0,15 ± 0,08	0,20 ± 0,15	-0,05 (-0,11 a 0,02)	0,41	25%
	Potência Con	90,7 ± 35,4	126,6 ± 24,2	-35,9 (-52,8 a -19,0)	1,17	28%
	Potência Exc	74,0 ± 28,3	100,1 ± 35,6	-26,1 (-44,1 a -8,2)	0,80	26%

DPF: dor patelofemoral; IC: intervalo de confiança; TE: tamanho do efeito; Iso: isométrico; Con: concêntrico; Exc: excêntrico; TDF: taxa de desenvolvimento da força. Medidas de torque em Nm/kg x100, de TDF em %/mseg e de potência em W/kg x100. Tamanho do efeito em negrito indica diferença significativa.

TABELA 4. Correlações da cinemática e função muscular com o impacto

		FVRS	
		DFP	Controle
<i>Cinemática</i> <i>Fase de</i> <i>Desaceleração</i>	Joelho sagital	-0,27	-0,34
	Quadril sagital	-0,35	-0,39
	Quadril frontal	-0,01	0,03
	Tornozelo sagital	-0,29	-0,31
	Tornozelo frontal	-0,13	0,22
<i>Cinemática</i> <i>Fase de</i> <i>Aceleração</i>	Joelho sagital	-0,06	-0,56
	Quadril sagital	-0,22	-0,50
	Quadril frontal	-0,13	-0,19
	Tornozelo sagital	-0,03	-0,41
	Tornozelo frontal	0,04	-0,08
<i>Função muscular</i>			
<i>Abdutores do</i> <i>Quadril</i>	Torque Isométrico	-0,15	-0,55
	Torque Concêntrico	0,02	-0,34
	Torque Excêntrico	-0,01	-0,01
	TDF 30%	-0,05	-0,29
	TDF 60%	-0,04	-0,30
	TDF 90%	0,09	-0,16
	Potência Concêntrica	-0,06	-0,30
	Potência Excêntrica	-0,17	-0,50
<i>Extensores do</i> <i>Quadril</i>	Torque Isométrico	0,02	-0,32
	Torque Concêntrico	0,20	-0,39
	Torque Excêntrico	0,17	-0,25
	TDF 30%	-0,06	-0,05
	TDF 60%	-0,04	0,26
	TDF 90%	0,01	0,12
	Potência Concêntrica	0,06	-0,43
	Potência Excêntrica	0,03	-0,14
<i>Extensores do</i> <i>Joelho</i>	Torque Isométrico	0,37	-0,17
	Torque Concêntrico	0,27	-0,24
	Torque Excêntrico	0,22	-0,18
	TDF 30%	0,19	-0,16
	TDF 60%	0,19	-0,03
	TDF 90%	-0,19	0,11
	Potência Concêntrica	0,27	-0,18
	Potência Excêntrica	0,27	-0,09

FVRS: força vertical de reação do solo; DFP: grupo dor patelofemoral; TDF: taxa de desenvolvimento da força. *valores de r em negrito indicam correlações significativas.

DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo indicam que mulheres com DPF têm dificuldade em controlar o impacto durante aterrissagens de saltos em comparação a mulheres assintomáticas. Isso responde as incoerências anteriormente relatadas quanto à magnitude da FVRS de mulheres com DPF durante aterrissagens de saltos (3,8,9). Este estudo é o primeiro a relatar que mulheres com DPF têm menor ADM dos membros inferiores no plano sagital durante aterrissagens de saltos, incluindo menor ADM do quadril e joelho durante todo o contato no solo e menor ADM do tornozelo durante a fase de aceleração. Novas descobertas também foram encontradas quanto à função dos músculos do quadril e joelho sendo este o primeiro estudo a avaliar o torque concêntrico dos músculos do quadril e o torque excêntrico dos extensores do quadril exclusivamente em mulheres com DPF; e a potência dos músculos do quadril e do joelho em uma população com DPF. Os resultados mostraram que mulheres com DPF possuem abdutores do quadril com déficits nos torques isométrico e concêntrico, nas TDF até 60 e 90%TIM, e na potência concêntrica; extensores do quadril com déficits nos torques isométrico e excêntrico, nas TDF até 60 e 90%TIM, e na potência excêntrica; e extensores do joelho com déficits em todos os fatores da função muscular avaliados, exceto para TDF até 90%TIM.

Nossos resultados destacam a importância de estratégias que visem reduzir a magnitude da FVRS em mulheres com DPF durante aterrissagens de saltos e consequentemente, reduzir a sobrecarga na articulação patelofemoral. Evidências sustentam que exercícios terapêuticos podem melhorar a biomecânica, a função e a dor relacionadas à corrida (2). Dessa forma, se tais intervenções podem melhorar os resultados em uma atividade com alto impacto, provavelmente exercícios também podem melhorar os resultados relacionados a aterrissagens de saltos. Curiosamente, mulheres com lesão do ligamento

cruzado anterior (LCA) apresentaram o mesmo padrão encontrado no presente estudo: alto impacto e menor movimento do joelho durante aterrissagens de saltos (38). Portanto, intervenções direcionadas à prevenção de lesão do LCA com base nos fatores biomecânicos de risco para a lesão podem embasar intervenções em pessoas com DPF (39). Favre et al. (39) relataram que o aumento do ângulo de flexão do joelho durante aterrissagens de uma tarefa simulando o bloqueio do voleibol poderia modificar medidas associadas ao risco de lesões de LCA, como a redução na FVRS. Estudos futuros devem verificar se tais intervenções são efetivas em pessoas com DPF.

Mulheres com DPF frequentemente apresentam movimentos excessivos durante atividades, especialmente movimentos excessivos do quadril (2,6,7,14,20,40). Em oposição a isso, verificamos que mulheres com DPF aterrissam de saltos usando uma menor ADM no plano sagital e não apresentam nenhuma alteração nos movimentos do membro inferior no plano frontal. A semelhança entre os grupos quanto à adução do quadril foi um resultado inesperado considerando que um estudo prévio relatou que mulheres com DPF têm maior adução do quadril durante aterrissagens (6) e que pessoas com DPF geralmente apresentam maior adução do quadril durante outras atividades (2,14,20,40). No entanto, durante a subida de escada, aproximadamente 30% da variação na adução do quadril é explicada pelo pico de flexão do joelho (41). Talvez, o movimento reduzido do joelho no plano sagital na presente população possa ter sido suficiente para compensar uma adução do quadril excessiva. Essa estratégia seria adotada para proteger a articulação patelofemoral evitando o "colapso do valgo do joelho" (42). Em uma análise *post hoc*, encontramos uma correlação significativa entre o movimento do joelho no plano sagital e o movimento do quadril no plano frontal ($r = 0,56$), o que suporta que o movimento sagital do joelho pode estar relacionado ao movimento frontal do quadril durante as aterrissagens.

Anteriormente, relatamos que mulheres com DPF apresentam importante déficits na potência dos músculos do quadril (até 55%) com base em uma medida estática (TDF) (18). Com os presentes resultados, podemos concluir que mulheres com DPF possuem déficits na potência estática e dinâmica nos músculos do quadril. O mesmo padrão também é observado para os músculos extensores do joelho. Embora algumas especificidades possam ser apontadas quanto aos níveis de torque para TDF, movimento e ações, devido aos grandes déficits de potência (21 a 54%), a potência dos músculos do quadril e joelho deve ser considerada alterada como um todo para fins de reabilitação. Além disso, os déficits de potência muscular parecem ser mais importantes quando comparados aos déficits de força muscular (10 a 21%). Assim, destaca-se a importância de incluir exercícios para estimular a potência muscular em programas de reabilitação para DPF, o que não é usual na literatura atual (43,47).

O presente estudo apresenta dois déficits de força nos músculos do quadril inéditos em mulheres com DPF: torque concêntrico de abdutores do quadril (13%) e torque excêntrico de extensores do quadril (17%). Tais déficits podem ajudar a explicar alterações cinemáticas relacionadas à excessiva adução e rotação medial do quadril durante atividades em pessoas com DPF (6,7,10,11). Estudos anteriores apresentam evidências moderadas de que mulheres com DPF também têm déficit no torque excêntrico de abdutores do quadril (12,14,15). No entanto, não encontramos esse déficit em nossa amostra. O possível motivo dessa discrepância pode ser a diferença na velocidade angular usada durante as avaliações; o presente estudo avaliou o torque usando a velocidade de 60 graus por segundo e os estudos anteriores usaram 30 graus por segundo (14,15). Talvez, a presença ou não de déficit no torque excêntrico de abdutores do quadril dependa da velocidade na qual o teste é realizado. Para o torque isométrico dos músculos do quadril, nossos resultados estão de acordo com a

literatura atual que apresenta de forte a moderada evidências que mulheres com DPF têm déficits de força nos músculos extensores e abdutores do quadril (12).

Estudos anteriores que indicam que mulheres com DPF apresentam déficits nos torques concêntrico e excêntrico de extensores do joelho baseiam seus resultados em comparações entre membros afetados e não afetados (13,44). Em consequência, nossos resultados não apenas reforçam a presença desses déficits, mas também mostram a validade externa dos déficits na força dinâmica dos extensores do joelho. Quanto ao torque isométrico de mulheres com DPF, Bolgla et al. (45) não encontraram déficits na comparação com um grupo controle, já Powers et al. (46) e o presente estudo encontraram déficits em mulheres com DPF. A diferença entre esses estudos foi o instrumento utilizado, sendo que Bolgla et al. (45) usaram um dinamômetro manual, enquanto Powers et al. (46) e o presente estudo usaram um dinamômetro isocinético, o que sugere que a dinamometria isocinética pode ser um método mais sensível para detectar déficits no torque isométrico dos extensores do joelho. De qualquer forma, exercícios que abordem a força dos músculos do quadril e do joelho devem ser incluídos em programas de reabilitação para DPF, uma vez que evidências mostram que tais intervenções são efetivas e trazem bons resultados aos pacientes com DPF (43,47).

Apesar de não ter sido encontrada nenhuma correlação significativa no grupo com DPF, alguns resultados no grupo controle podem fornecer indícios para reduzir o impacto durante aterrissagens de saltos. Os resultados sugerem que, com o objetivo de reduzir a FVRS, indivíduos devem aterrissar com maior movimento dos membros inferiores no plano sagital. De fato, estudos anteriores relataram que um aumento da flexão do joelho durante aterrissagens é um meio efetivo para reduzir o impacto (39,48). Os resultados das correlações também sugerem que um aumento na força e potência dos músculos do quadril poderia levar a uma melhora na capacidade de absorver o impacto. Em um estudo foi aplicado um protocolo de fortalecimento para os músculos do quadril em atletas saudáveis e foi

encontrado que esse protocolo poderia influenciar as forças de impacto (49). No entanto, todos esses estudos incluíram apenas participantes saudáveis e pesquisas futuras devem verificar se intervenções com foco na cinemática e função dos músculos do quadril de pessoas com DPF levam a alterações no impacto durante aterrissagens de saltos.

Limitações

Os achados deste estudo devem ser interpretados considerando três limitações. Em primeiro lugar, a tarefa avaliada pode não refletir exatamente atividades funcionais comuns, mas fornece uma avaliação padronizada e controlada. Estudos futuros devem considerar a avaliação de variáveis de impacto durante tarefas como corrida. Em segundo lugar, os achados são limitados a uma população adulta e jovem. Assim, avaliações adicionais são necessárias para homens e outras faixa etárias (adolescentes e adultos mais velhos). Em terceiro lugar, apesar do tamanho amostral garantir um poder estatístico adequado para a maioria das comparações, talvez não tenha sido suficiente para todas as comparações, uma vez que algumas tendências estatísticas foram encontradas.

CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo indicam que mulheres jovens com DPF têm uma habilidade prejudicada para absorver o impacto durante uma tarefa de aterrissagem em comparação com mulheres assintomáticas. Isto é refletido por uma maior FVRS, combinada com uma menor ADM de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital. Os resultados deste estudo também indicam que mulheres com DPF têm comprometimento da força e potência dos abdutores e extensores do quadril e extensores do joelho. Esses achados destacam a necessidade do desenvolvimento de estratégias para melhorar a capacidade de absorção de impacto e a função dos músculos do quadril e joelho durante a reabilitação de pacientes com DPF; e posteriormente, avaliar se essas estratégias podem melhorar resultados de dor e função dos pacientes.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer a Fundação de Pesquisa de São Paulo - FAPESP (processo 2015/01704-7 e 2016/09438-7).

REFERÊNCIAS DO ESTUDO II

1. Glaviano NR, Kew M, Hart JM, Saliba S. Demographic and epidemiological trends in patellofemoral pain. *Int J Sports Phys Ther* 2015; 10(3):281–290.
2. Neal BS, Barton CJ, Gallie R, O'Halloran P, Morrissey D. Runners with patellofemoral pain have altered biomechanics which targeted interventions can modify: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture* 2016; 45:69–82.
3. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech* 2008; 23(2):203–211.
4. Phan X, Grisbrook TL, Wernli K, Stearne SM, Davey P, Ng L. Running quietly reduces ground reaction force and vertical loading rate and alters foot strike technique. *J Sports Sci* 2017; 35(16):1636–1642.
5. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Hum Mov Sci* 2011; 30(3):624–635.
6. Willson JD, Davis IS. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil* 2009; 18(1):76–90.
7. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39(1):12–19.
8. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med* 2009; 37(11):2108–2116.
9. Peng H-T, Chen WC, Kernozek TW, Kim K, Song C-Y. Influences of patellofemoral pain and fatigue in female dancers during ballet jump-landing. *Int J Sports Med* 2015;36:747–753.
10. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33(11):639–646.
11. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40(2):42–51.
12. Rathleff MS, Rathleff CR, Crossley KM, Barton CJ. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 2014; 1–12.
13. Kaya D, Citaker S, Kerimoglu U, Atay OA, Nyland J, Callaghan M, et al. Women with patellofemoral pain syndrome have quadriceps femoris volume and strength deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011; 19(2):242–247.
14. Nakagawa TH, Moriya ETU, Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012; 42(6):491–501.
15. Baldon R de M, Nakagawa TH, Muniz TB, Amorim CF, Maciel CD, Serrão FV. Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Athl Train* 2009; 44(5):490–496.

16. Souza RB, Powers CM. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *Am J Sports Med* 2009; 37(3):579–587.
17. Komi PV, organizador. *Strength and power in sport*. 2 ed, Blackwell Science Ltd, 2003.
18. Nunes GS, Barton CJ, Serrão FV. Hip rate of force development and strength are impaired in females with patellofemoral pain without signs of altered gluteus medius and maximus morphology. *J Sci Med Sport* 2018; 21(2):123–128.
19. Serpell BG, Ball NB, Scarvell JM, Smith PN. A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping or hopping tasks. *J Sports Sci* 2012; 30(13): 1347–1363.
20. Nakagawa TH, Moriya ÉTU, Maciel CD, Serrão AFV. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44(9): 1747–1755.
21. Pardini R, Araújo T, Matsudo V, Andrade E, Braggion G. Validation of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ version 6): pilot study in Brazilian young adults. *Rev Bras Ciên e Mov* 2001; 9:45–51.
22. da Cunha RA, Costa LOP, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the Brazilian population. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013; 43(5):332–339.
23. Boling MC, Padua DA, Alexander Creighton R. concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *J Athl Train* 2009; 44:7–13.
24. Boling M, Padua D. Relationship between hip strength and trunk, hip, and knee kinematics during a jump-landing task in individuals with patellofemoral pain. *Int J Sports Phys Ther* 2013; 8(5):661–669.
25. Guney H, Yuksel I, Kaya D, Doral MN. Correlation between quadriceps to hamstring ratio and functional outcomes in patellofemoral pain. *Knee* 2016; 23(4):610–615.
26. Nakagawa TH, Baldon R de M, Muniz TB, Serrão FV. Relationship among eccentric hip and knee torques, symptom severity and functional capacity in females with patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther Sport* 2011; 12(3):133–139.
27. Bolgla LA, Earl-Boehm J, Emery C, Hamstra-Wright K, Ferber R. Comparison of hip and knee strength in males with and without patellofemoral pain. *Phys Ther Sport* 2015; 16(3): 215–221.
28. Callaghan M, Oldham J. Quadriceps atrophy: to what extent does it exist in patellofemoral pain syndrome? *Br J Sports Med* 2004; 38(3):295–299.
29. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech* 2002; 35(4):543–548.
30. Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA. Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. *J Athl Train* 2012; 47(4):406–413.
31. Portney LG, Watkins MP. *Foundations of clinical research: applications to practice*. 3 ed, Davis Company, 2015
32. Andersen LL, Aagaard P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *Eur J Appl Physiol* 2006; 96(1):46–52.

33. Chang S-HJ, Mercer VS, Giuliani CA, Sloane PD. Relationship between hip abductor rate of force development and mediolateral stability in older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86(9):1843–1850.
34. Bellew JW. A correlation analysis between rate of force development of the quadriceps and postural sway in healthy older adults. *J Geriatr Phys Ther* 2002; 25(1):11–15.
35. Suetta C, Aagaard P, Magnusson SP, Andersen LL, Sipilä S, Rosted A, et al. Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristics in elderly men and women: effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis. *J Appl Physiol* 2007; 102(3):942–948.
36. Perneger TV. What’s wrong with Bonferroni adjustments. *BMJ* 1998; 316:1236–1238.
37. Teng H-L, MacLeod TD, Link TM, Majumdar S, Souza RB. Higher knee flexion moment during the second half of the stance phase of gait is associated with the progression of osteoarthritis of the patellofemoral joint on magnetic resonance imaging. *J Orthop Sports Phys Ther* 2015; 45(9):656–664.
38. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. *Am J Sports Med* 2005; 33:492–501.
39. Favre J, Clancy C, Dowling AV, Andriacchi TP. Modification of knee flexion angle has patient-specific effects on anterior cruciate ligament injury risk factors during jump landing. *Am J Sports Med* 2016; 44(6):1540–1546.
40. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture* 2009; 30(4):405–416.
41. de Oliveira Silva D, Barton CJ, Pazzinatto MF, Briani RV, de Azevedo FM. Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics. *Clin Biomech* 2016; 35:56–61.
42. Gagnon SS, Birmingham TB, Chesworth BM, Bryant D, Werstine M, Giffin JR. Development of a clinician-rated drop vertical jump scale for patients undergoing rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: a delphi approach. *J Orthop Sports Phys Ther* 2017; 47(8):557–564.
43. Lack S, Barton C, Sohan O, Crossley K, Morrissey D. Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2015; 49(21):1365–1376.
44. Guney H, Yuksel I, Kaya D, Doral MN. The relationship between quadriceps strength and joint position sense, functional outcome and painful activities in patellofemoral pain syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2016; 24(9):2966–2972.
45. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Comparison of hip and knee strength and neuromuscular activity in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Int J Sports Phys Ther* 2011; 6(4):285–296.
46. Powers CM, Perry J, Hsu A, Hislop HJ. Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function? *Phys Ther* 1997; 77(10):1063-1075.
47. Kooiker L, Van De Port IGL, Weir A, Moen MH. Effects of physical therapist-guided quadriceps-strengthening exercises for the treatment of patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014; 44(6):391-B1.
48. McNair P, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. *Br J Sports Med* 2000; 34(4):293–296.
49. Kondo H, Someya F. Changes in ground reaction force during a rebound-jump task after hip strength training for single-sided ankle dorsiflexion restriction. *J Phys Ther Sci* 2016; 28(2):319–325.

***MÉTODOS PARA AVALIAR O
ESTRESSE DA ARTICULAÇÃO PATELOFEMORAL:
UMA REVISÃO SISTEMÁTICA***

Nunes GS, Scattone Silva R, dos Santos AF, Fernandes RAS, Serrão
FV, de Noronha M.

Methods to Assess Patellofemoral Joint Stress: A Systematic Review

RESUMO

Alterações no estresse patelofemoral (PF) estão relacionadas ao desenvolvimento e curso de disfunções PF. Diferentes métodos para calcular o estresse PF têm sido usados dificultando comparações dos valores de estresse PF entre estudos. A proposta deste estudo é revisar sistematicamente os métodos para o cálculo do estresse PF e destacar as diferenças entre os métodos. Uma busca sistemática foi conduzida nas bases de dados *Medline*, *Embase*, *CINAHL*, *SPORTDiscuss* e *Web of Science*. Foram incluídos estudos que avaliaram o estresse PF em indivíduos com e sem alterações musculoesqueléticas. Dos 12.670 estudos identificados, 53 foram incluídos totalizando 1.134 indivíduos avaliados. A principal diferença entre os métodos para calcular o estresse PF foram: i) método para calcular a área de contato PF; ii) método para calcular uma constante (coeficiente k) que define a relação entre força do quadríceps e força de reação PF; iii) inclusão de ajuste para forças no plano sagital. Considerável variabilidade nos resultados do estresse PF foi observada. O maior valor de estresse PF foi 55,03 MPa durante um salto de dança e o menor valor foi 1,9 MPa durante marcha a uma velocidade de 1,4 m/s. A maioria dos estudos aplicaram métodos que usam dados de previamente publicados. Entretanto, métodos que usam dados de seus próprios participantes na maioria dos passos do cálculo devem ser preferidos para minimizar possíveis erros. Quando medidas diretas não são possíveis, um método padrão deve ser aplicado para facilitar comparações entre estudos.

Palavras-chave: Joelho; Patela, Corrida; Marcha; Agachamento; Dinâmica inversa.

INTRODUÇÃO

O mau alinhamento patelar é um achado comum em pessoas com dor patelofemoral (PF) (1) e osteoartrite PF (2), duas das principais disfunções PF. A associação entre o mau alinhamento patelar com a força resultante das ações do músculo quadríceps e do tendão patelar (3) pode contribuir para a progressão de disfunções da PF. Devido a mudanças na área de contato PF causadas pelo mau alinhamento patelar, a força de reação PF pode não ser adequadamente dissipada (4). Conseqüentemente, interferências na relação entre as forças e o alinhamento patelar podem estar relacionadas à dor e alterações morfológicas como osteófitos e perda de cartilagem (2,5).

A relação entre forças patelares e área de contato tem sido comumente investigada pela medida do estresse que essas forças podem gerar na articulação PF (6-10). Para o cálculo do estresse PF, a força imposta à patela é dividida pela área de contato entre a patela e o fêmur (6,8,11,12). A medida do estresse PF foi reportada durante diferentes atividades, como correr (13,14) e agachar (15,16); e também avaliada em diferentes populações, como aqueles com dor PF (6) e aqueles com osteoartrite PF (17).

Como o estresse PF não pode ser diretamente medido *in vivo*, os estudos apresentam dados sobre o estresse PF com base em modelos matemáticos atualmente disponíveis na literatura (6,18,19). A maioria dos estudos foi submetida às etapas abaixo descritas e apresentadas na Figura 1 para calcular o estresse PFJ:

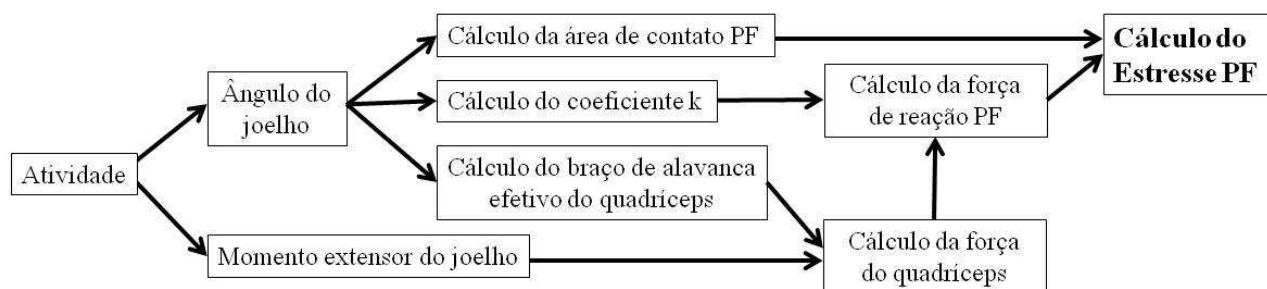


FIGURA 1. Diagrama do cálculo do estresse patelofemoral (PF).

- *1º passo*: dados cinemáticos e cinéticos são obtidos dos participantes durante alguma atividade, usando câmeras e plataformas de força. O ângulo de flexão do joelho e o momento do extensor do joelho são avaliados e utilizados no modelo matemático de estresse PF. Os ângulos e os momentos do joelho são calculados indiretamente através de modelos biomecânicos (20). Embora essas medidas sejam consideradas confiáveis, existe a possibilidade da existência de erros (20). No plano sagital, os cálculos do ângulo do joelho podem ter aproximadamente cinco graus de erro na avaliação da marcha (21) e o momento do joelho pode ter aproximadamente 10 Nm de erro durante os saltos verticais a partir de um degrau (22).

- *2º passo*: o braço de alavanca efetivo do músculo quadríceps (L_{eff}) é calculado. Esse é um passo para estimar a força do quadríceps. Os estudos geralmente utilizam dados previamente publicados para desenvolver uma fórmula na qual o ângulo de flexão do joelho é a variável dependente (6,18). Os dados para o desenvolvimento das fórmulas baseiam-se em medidas de imagens do joelho no plano sagital, radiografia ou ressonância magnética (RM), e sua precisão é incerta (9,23).

- *3º passo*: a força muscular do quadríceps é calculada. Esse é um passo para obter a força de reação PF. O momento extensor do joelho obtido durante uma atividade é dividido pelo L_{eff} calculado previamente. Esse passo é necessário para isolar a força gerada pelo músculo quadríceps (24).

- *4º passo*: o coeficiente k é calculado. Esse também é um passo para o cálculo da força de reação PF. O coeficiente k é uma constante que define a relação entre força do quadríceps e força de reação PF em função do ângulo de flexão do joelho (9). Estudos geralmente usam dados previamente publicados para desenvolver uma fórmula na qual o ângulo de flexão do joelho é a variável dependente (25,26). No entanto, não se sabe o quanto de erro possivelmente está embutido nesta abordagem teórica utilizada em alguns estudos (9).

- 5º passo: a força da reação PF é calculada. A força do quadríceps previamente calculada é multiplicada pelo coeficiente k previamente calculado. O erro estimado nessa medida é aproximadamente 50N (27).

- 6º passo: cálculo da área de contato PF. A maioria dos estudos utilizou dados previamente publicados para desenvolver uma fórmula na qual o ângulo de flexão do joelho é a variável dependente (18,28). Os métodos foram desenvolvidos com base na área de contato PF de cadáveres, pessoas saudáveis e de pessoas com lesões no joelho (29,30). O erro estimado para a área de contato PF, medida por RM, é de aproximadamente 40 mm² (31).

- 7º passo: passo final onde o estresse PF é calculado dividindo-se a força de reação PF pela área de contato PF previamente calculadas.

Curiosamente, embora a maioria dos estudos tenha relatado seguir essas etapas, existem diferentes modelos matemáticos para calcular o estresse PF. Alguns estudos utilizaram dados de seus próprios participantes ao contrario de outros que usaram dados de estudos anteriores como descrito acima. Esses estudos coletaram dados via RM e usaram os novos dados coletados de seus próprios participantes para calcular a área de contato PF, L_{eff} e o coeficiente k (19,23). Considerar a cocontração dos flexores do joelho é outra diferença entre os modelos matemáticos para calcular o estresse da PF (32,33).

Visto a complexidade dos métodos e o potencial erro associado, há uma dificuldade em comparar resultados de estudos que utilizaram métodos diferentes. Isso foi demonstrado no estudo por Kernozek et al. (16), onde dois métodos para estimar a força do quadríceps foram comparados e os resultados mostraram uma diferença significativa no estresse PF de aproximadamente 7 MPa (16). Por esta razão, pequenas diferenças nos métodos usados para o cálculo do estresse PF podem levar a uma interpretação errônea dos achados. Estudos que utilizaram o cálculo do estresse PF podem ter sido realizados sem a atenção necessária, o que compromete os achados e pode induzir os leitores que estão interessados no campo de

estresse PF a erros. Isso destaca a importância de usar métodos consistentes para calcular o estresse PF. Além disso, algumas afirmações e hipóteses sobre disfunções PF baseadas no estresse PF indicam que alguns clínicos e pesquisadores podem não estar familiarizados com os métodos disponíveis para calcular o estresse PF. Por exemplo, alguns estudos sugerem que a presença de um excessivo valgo dinâmico de joelho durante as atividades poderia aumentar o estresse PF (34,35). Esta afirmação pode ser verdadeira; no entanto, nenhum fator relacionado ao plano frontal é aplicado nos métodos para calcular o estresse PF e portanto, esta afirmação está em desacordo com a literatura atual. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi revisar a literatura sistematicamente quanto os métodos matemáticos utilizados para calcular o estresse PF na tentativa de identificar o melhor método para o cálculo. Também buscamos abordar a complexidade dos métodos ao destacar as diferenças presentes entre os métodos.

MÉTODOS

Esta revisão sistemática foi conduzida de acordo com as recomendações *Systematic Reviews and Meta-Analyses* (PRISMA) (36).

Critério de Elegibilidade

Para serem incluídos, os estudos deveriam apresentar medidas de estresse PF, sendo os participantes avaliados saudáveis ou apresentando qualquer lesão (por exemplo, dor PF ou osteoartrite). Também foram incluídos estudos com indivíduos submetidos a cirurgias. Estudos em que as avaliações de estresse PF foram realizadas em cadáveres ou em modelos animais; em que o estresse articular foi avaliado por meio de simulação computacional; e/ou foram publicados em outras línguas que não o inglês, foram excluídos da revisão. Nenhuma restrição ao desenho dos estudos foi adotada.

Estratégia de Busca

As buscas eletrônicas foram realizadas nos seguintes bancos de dados: *Medline* e *Embase* via *OVID*, *CINAHL* e *SPORTDiscus* via *EBSCO* e *Web of Science*, desde seus inícios até setembro de 2017. A estratégia de pesquisa usada para a base de dados *Medline* é apresentada no anexo III (Tabela), com os termos adaptados de acordo com as outras bases de dados.

Seleção dos Estudos

A seleção dos estudos foi conduzida por dois revisores independentes, primeiro pelos títulos, e após pelos resumos. Nos casos em que não houve consenso entre os revisores, um terceiro revisor foi consultado sobre a elegibilidade do estudo. Somente os estudos que

potencialmente atenderiam aos critérios de inclusão tiveram sua versão completa analisada. As listas de referência dos estudos incluídos foram examinadas e as citações dos estudos incluídos também foram verificadas usando o Google Scholar (Anexo IV - Diagrama de fluxo). Alguns resumos de conferências e teses de doutorado que atendiam os objetivos do estudo foram encontrados nas bases de dados. No entanto, os métodos e resultados desses foram claramente relacionados a trabalhos publicados dos mesmos autores. Assim, apenas os resultados dos trabalhos publicados em artigos completos foram considerados para análise.

Avaliação da Qualidade Metodológica

Para avaliar a qualidade dos estudos, utilizou-se o *Epidemiological Appraisal Instrument* (EAI) (37). Para isso, seguimos revisões sistemáticas anteriores e selecionamos as questões relevantes da EAI adaptando-a de acordo com os objetivos da presente revisão (38, 39). Foram selecionadas 24 questões das 46 originais. Os itens relacionados a intervenções, aleatorização, *follow-up* e perdas amostrais no *follow-up* foram excluídos por consenso de três revisores. Cada item foi marcado como: "Sim" (2 pontos), "Parcial" (1 ponto), "Não" (pontuação 0), "Não é possível determinar" (pontuação 0) ou "Não aplicável" (item removido do pontuação final). A média dos itens marcados para cada estudo foi calculada com a pontuação final variando entre 0 e 2. Os estudos foram considerados de alta qualidade metodológica quando a média foi superior a 1. Estudos com uma pontuação média inferior ou igual a 1 foram considerados com baixa qualidade metodológica (38,39). A qualidade dos estudos incluídos foi avaliada por dois revisores independentes e em casos de desacordo, um terceiro revisor foi consultado. Título, revista e detalhes sobre os autores foram removidos antes das avaliações de qualidade.

Extração e Análise dos Dados

A extração de dados foi realizada independentemente por dois revisores. Foram extraídos dados sobre a caracterização dos estudos incluídos, valores de estresse PF, modelos matemáticos e variáveis utilizadas para calcular o estresse PF. Os estudos incluídos nesta revisão foram analisados qualitativamente.

RESULTADOS

Seleção dos Estudos

Um total de 12.670 títulos foi encontrado nas pesquisas. Na pesquisa inicial em cinco bases de dados, foram encontrados 9.667 títulos, dos quais 42 estudos preencheram os critérios de elegibilidade (Anexo IV - Diagrama de fluxo). Na análise das referências e citações, 3.003 títulos foram analisados e mais 11 estudos preencheram os critérios de elegibilidade. Estes estudos não faziam parte das bases de dados pesquisadas na presente revisão ou estavam *in press*.

Dos 53 estudos incluídos, 1.134 indivíduos foram avaliados quanto ao estresse PF. Os participantes dos estudos incluídos foram indivíduos saudáveis e indivíduos com condições como dor PF, osteoartrite PF, após ruptura do tendão de Aquiles, ou submetidos à artroplastia do joelho e reconstrução do ligamento cruzado anterior, de ambos os sexos com idade entre 16 e 72 anos. O estresse PF foi avaliado durante várias atividades que foram classificadas em quatro categorias para apresentação de dados: corrida, caminhada, atividades de suporte de peso e saltos. As características dos estudos incluídos são apresentadas no Anexo V (Tabela em inglês). Em relação à qualidade metodológica dos estudos incluídos, 36% apresentaram alta qualidade (n = 19) e 64% apresentaram baixa qualidade (n = 34) (Anexo VI – Tabela em inglês).

Cálculo do Estresse PF

As variáveis utilizadas pelos estudos incluídos para calcular o estresse PF foram: ângulo de flexão do joelho, força do quadríceps (derivado do momento extensor do joelho, braço de alavanca efetivo do quadríceps, braço de alavanca do quadríceps e de seus componentes [reto femoral, vasto medial, vasto lateral e vasto intermédio] e braço de

alavanca do ligamento patelar), força dos isquiotibiais (derivado do momento extensor do quadril, braço da alavanca do isquiotibiais, braço da alavanca do glúteo máximo, área de secção transversa dos isquiotibiais, área de secção transversa do glúteo máximo, cinemática dos membros inferiores e eletromiografia dos isquiotibiais), força do gastrocnêmio (derivado do momento flexor plantar do tornozelo, braço da alavanca do tríceps sural, área de secção transversa do gastrocnêmio, área de secção transversa do tríceps, área do membro inferior e eletromiografia do gastrocnêmio), relação entre força de reação PF e força do quadríceps (coeficiente k) e área de contato PF.

A maioria dos estudos incluídos realizou as seguintes etapas para calcular o estresse PF: cálculo do braço da alavanca do músculo quadríceps, cálculo da força do quadríceps, cálculo da força da reação PF, relação entre força do quadríceps e força de reação PF, cálculo da área de contato PF e cálculo do estresse PF. Uma descrição detalhada dos métodos utilizados para o cálculo do estresse PF é apresentada no Anexo VII (Tabela em inglês).

Braço de Alavanca Efetivo do Quadríceps (L_{eff})

Um estudo realizou a medida do L_{eff} diretamente em seus participantes avaliados (23). Os outros estudos remanescentes usaram a medida de L_{eff} previamente publicados, para estimar a força do quadríceps (Tabela 1). Whyte et al. (19) apresentaram uma fórmula diferente em comparação com outros estudos. Nós tentamos, sem sucesso, entrar em contato com os autores para entender a diferença nas fórmulas apresentadas. Cinco estudos não mencionaram nenhuma medida do L_{eff} (14,63,65,73,74).

Foram utilizados oito artigos (9,10,80,84,97,99,100,112) como referência para o cálculo do L_{eff} ou desenvolvimento de fórmula para tal; no entanto, a maioria dos estudos (33 estudos [13,17,18,25,26,32,33,40-42,45,46,48,49,51-62,64,66-70,75]), diretamente ou indiretamente, utilizou os dados de van Eijden et al. (9).

TABELA 1. Fórmulas usadas e os respectivos estudos que citaram tais fórmulas para o cálculo do braço de alavanca efetivo do quadríceps.

Fórmula usada nos estudos incluídos	Estudos que usaram a fórmula
Medida realizada na própria amostra usando RM	(23)
$L_{\text{eff}} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$	(6,12,13,18,25,26,40-42, 45,46,48-50,52-59,61,62, 64,66,68-70,72,75)
$L_{\text{eff}} = 8(10 - 8)(x^\circ)^3 + - 1.29(10 - 5)(x^\circ)^2 + 2.8(10 - 4)(x^\circ) + 0.0462$	(19)
Para cada componente do quadríceps (x = em radianos): - RF = $0.0519235 - 0.0064865x$ - VMO = $0.0021733x^3 + 0.0089959x^2 + 0.0059805x + 0.0434523$ - VI = $0.0022705x^3 + 0.0097213x^2 + 0.0066606x + 0.044273$ - VL = $0.0033264x^3 + 0.0145048x^2 + 0.0138364x + 0.0401728$	(16)
Fórmula não apresentada; única informação dada é que o L_{eff} foi baseado em dados de estudos prévios	(7,8,15,17,28,32,33,43,44, 47,51,60,67,71)
RM: ressonância magnética; L_{eff} : braço de alavanca efetivo do quadríceps; x = ângulo de flexão do joelho; RF: reto femoral; VMO: vasto medial oblíquo; VI: vasto intermédio; VL: vasto lateral.	

Força Muscular do Quadríceps

Todos os estudos incluídos mencionaram o cálculo da força do quadríceps, exceto os estudos de Hofmann et al. (73), Carpenter et al. (65) e Peng et al. (74). Embora Carpenter et al. (65) não tenham mencionado especificamente a força do quadríceps, eles usaram a força de compressão aplicada à superfície plantar dos pés (simulando a sustentação do peso dentro de um equipamento de RM) para os cálculos da força de reação PF. Hofmann et al. (73) e Peng et al. (74) não mencionaram o método utilizado para o cálculo da força. Basicamente, para obter a força do quadríceps, a maioria dos estudos dividiu o momento extensor do joelho (obtido durante atividades) pelo braço de alavanca previamente calculado (6,8,12,13,16-19,23,25,26, 32,33,40-43,45-62,64,66-70,72,75).

Sete estudos ajustaram a força quadríceps pela força dos flexores do joelho, levando em conta a presença de co-contração muscular durante as atividades avaliadas (32,33,43,44,47,51,67). Para estes ajustes, Willy et al. (43), Willy et al. (47), Willson et al.

(33) e Wilson et al. (44) usaram dados publicados anteriormente para calcular as forças de isquiotibiais e gastrocnêmios. Para estimar a força de isquiotibiais, Willy et al. (47) e Willson et al. (33) usaram a posição do quadril, a área da secção transversa dos isquiotibiais e do glúteo máximo, com seus respectivos braços de alavanca para articulação do quadril. Para estimar a força dos gastrocnêmios, a força do tríceps sural foi calculada usando o momento flexor plantar e o braço de alavanca do tendão de Aquiles; então, a força dos gastrocnêmios foi calculada proporcionalmente à área fisiológica de secção transversa dos músculos. Teng e Powers (51), Chinkulprasert et al. (67) e Powers et al. (32) usaram dados cinemáticos, velocidade de contração muscular e dados eletromiográficos dos músculos flexores do joelho de seus próprios participantes para estimar a força muscular flexora do joelho. Os estudos que mediram a força dos músculos flexores do joelho (32,33,47,51,67) adicionaram esse resultado ao momento extensor do joelho para obter um momento extensor do joelho ajustado.

Simpson et al. (7) mencionaram que as forças dos músculos flexores do joelho foram calculadas, no entanto, os autores não especificaram claramente como os ajustes foram feitos. Os autores apenas citaram que, para os cálculos da força do quadríceps, os dados prévios foram interpolados em função do ângulo de flexão do joelho (7).

Vannatta e Kernozek (14) e Kernozek et al. (63) estimaram a força do quadríceps utilizando o *Human Body Model*, que inclui dados cinemáticos e cinéticos nos cálculos. Kernozek et al. (16) usaram dois métodos para o cálculo da força do quadríceps. Em um método, o momento extensor do joelho foi dividido pela média do braço de alavanca dos quatro componentes do quadríceps. No outro método, a força do quadríceps foi estimada a partir dos momentos articulares, minimizando a função de custo estático, onde a soma dos quadrados das ativações musculares estava relacionada às máximas forças musculares em cada etapa de tempo (16). Nos estudos de Escamilla et al. (15,28,71) os cálculos da força do

quadríceps, dos isquiotibiais e do gastrocnêmio foram mencionados como um passo necessário para o cálculo da força da reação PF. Os autores mencionaram que esses cálculos foram feitos por meio de otimização computacional e não está claro se os ajustes de contração foram realizados.

Relação entre a Força do Quadríceps e Força de Reação PF (coeficiente k)

Um estudo (23) relatou o cálculo deste coeficiente diretamente de sua amostra, com os estudos restantes, mencionando que dados anteriormente publicados foram extraídos e usados para desenvolver as fórmulas apresentadas na tabela 2. Sete estudos (15,28,33,43,44,47,71) não apresentaram claramente os cálculos do coeficiente *k*, porém referenciaram o estudo de van Eijden et al. (9) em seus procedimentos, o que sugere que o cálculo do coeficiente *k* pode ter sido realizado.

TABELA 2. Síntese dos métodos para cálculo do coeficiente *k*

Método usado	Estudos que citaram a fórmula
$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ [Fórmula 1]*	(6,13,14,16,18,19,25,26, 45,46,49,50,52-58,61-63, 66,68-70,72,75)
$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 + 0.0162x + 1)$ [Fórmula 2]	(12,59,64)
$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ [Fórmula 3]	(40)
$k = (1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ [Fórmula 4]	(48)
Fórmula não é apresentada, única informação dada é a referência de estudo prévio o qual está relacionado ao cálculo do coeficiente <i>k</i> (9)	(15,28,33,43,44,47,71)
Fórmula não é apresentada, mas o cálculo do coeficiente <i>k</i> é mencionado	(8,17,32,41,42,51,60,67)
Medida em sua própria amostra usando RM	(23)
Nenhuma menção ao cálculo do coeficiente <i>k</i>	(7,65,73,74)

x: ângulo de flexão do joelho; RM: ressonância magnética. *Diferenças em relação à fórmula 1 estão destacadas.

Três estudos (9,10,76) foram utilizados como fonte para o cálculo do coeficiente k ou para desenvolver fórmulas para o cálculo; no entanto, a maioria dos estudos relatou ter usado dados do estudo de van Eijden et al. (9) para o desenvolvimento de equações.

Foram identificadas algumas diferenças entre as fórmulas utilizadas para calcular o coeficiente k (Tabela 2). Em comparação com a fórmula 1, que foi utilizada pela maioria dos estudos incluídos, a fórmula 2 apresentou um sinal positivo diferente, a fórmula 3 apresentou uma função exponencial extra e a fórmula 4 não apresentou parte da fórmula (Tabela 2). Os autores foram contatados para confirmar as diferenças nas fórmulas. As fórmulas apresentadas na tabela 2 foram confirmadas pelos autores, com exceção das fórmulas 3 e 4.

Força de Reação PF

Para calcular a força de reação PF, a maioria dos estudos multiplicou a força do quadríceps pelo valor do coeficiente k (Tabela 3).

TABELA 3. Síntese dos métodos para calcular a força de reação patelofemoral (PF).

Método usado	Estudos
Multiplicação da força de quadríceps pelo coeficiente k	(6,8,12–14,16–19,25, 26,32,40–42,45,46, 48–64,66–70,72,75)
Força de reação PF calculada sendo a força de quadríceps uma função do ângulo de flexão do joelho, baseado nos estudos de van Eijden et al. (9,84)	(33,43,44,47)
Multiplicação da força de quadríceps pela razão da força de compressão articular/força do quadríceps de sua própria amostra	(23)
Fórmulas apresentadas por Sharma et al. (104), nas quais considerou a massa dos participantes e ângulo de flexão do joelho	(65)
Força de reação PF calculada como função das forças do tendão patelar e do tendão do quadríceps	(15,28,71)
Cálculo da força de reação PF usando algoritmo no qual inclui a força do tendão patelar e o ângulo formado pelos vetores de força do quadríceps e tendão patelar.	(7)
Força de reação PF estimada como função do ângulo de flexão do joelho e momento extensor do joelho	(73)
Nenhuma explicação é dada	(74)

Área de Contato PF

Sete estudos mediram a área de contato PF diretamente de suas respectivas amostras (6,19,23,26,59,64,65). Esses estudos usaram imagens de RM para suas medidas. Um estudo não forneceu descrição clara dessa medida (74). Os estudos remanescentes relataram o uso de dados publicados anteriormente (Tabela 4). Três estudos (16,48,73) combinaram dados de mais de um estudo prévio para o cálculo da área de contato PF (Tabela 4). Kernozek et al. (16) combinaram dados obtidos por Powers et al. (30) e Connolly et al. (29); Hofmann et al. (73) combinaram dados obtidos por Salsich et al (105) e Huberti e Hayes (101); e Herrington et al. (48) combinaram dados obtidos por Besier et al. (92), Lee et al. (93), Powers (94) e Salsich e Perman (95).

Estresse PF

Todos os estudos incluídos dividiram a força de reação PF pela área de contato PF, com exceção do estudo de Peng et al. (74) e de Simpson et al. (7). Peng et al. (74) apenas mencionaram que os cálculos seguiram as recomendações de Wirtz et al. (41), e Simpson et al. (7) mencionaram que eles utilizaram uma rotina de interpolação para obter o estresse PF a partir de dados cinemáticos, cinéticos e da área de contato PF. Whyte et al. (19) apresentaram não apenas o estresse PF total, mas também os resultados do estresse PF medial e lateral.

Resultados do Estresse PF

Independentemente do método utilizado para calcular o estresse PF, entre todos os estudos incluídos, o maior valor de estresse PF (55,03 MPa) foi obtido no estudo realizado por Simpson et al. (7) que avaliou um salto de dança. O menor valor de estresse PF (1,9 MPa) foi obtido no estudo realizado por Ho et al. (60), avaliando pessoas saudáveis durante caminhada a uma velocidade de 1,4 m/s com sapatos de salto baixo. A tabela 5 apresenta os

valores máximos, mínimos e a variabilidade do estresse PF para atividades (corrida, caminhada, agachamento e saltos) e populações similares entre os estudos. Os resultados de intervenções não foram considerados. Os resultados individuais do estresse PF são apresentados em detalhes no Anexo VIII (Tabela em inglês).

TABELA 4. Síntese dos métodos utilizados para cálculo da área de contato patelofemoral (PF)

Estudo	Fórmula	Estudos usados como referência (participantes no estudo referência)
(18)	$AC = 2.0E-05x^4 - 0.0033x^3 + 0.1099x^2 + 3.5273x + 81.058$	(30) (Seis cadáveres)
(13,17,25,32,40,45,49,51-58,60-62,66,67,69,72,75)	Fórmula não apresentada	
(14,16,46,50,63)	$AC = 0.0781x^2 + 0.6763x + 151.75$	(29) (10 mulheres saudáveis e 10 mulheres com DPF)
(41,42)	Fórmula não apresentada	
(16)	$AC = -0.0001x^3 - 0.0082x^2 + 3.5071x + 73.81$	(29,30) (acima)
(15,28,71)	0°- 60° flexão joelho = $3.55x + 135$ 70°-90° flexão joelho = $2.81x + 176$	(105) (10 indivíduos saudáveis)
(70)	Fórmula não apresentada	
(33,43,44,47)	Fórmula não apresentada	(88) (16 indivíduos saudáveis - 8 homens e 8 mulheres)
(8,12)	Fórmula não apresentada	(101) (12 cadáveres)
(68)	Fórmula não apresentada	(95) (21 indivíduos com DPF e 21 indivíduos saudáveis)
(7)	Fórmula não apresentada (dados da área de contato PF da faceta lateral da patela foi usado)	(113) (22 joelhos de cadáveres)
(73)	Fórmula não apresentada	(101,105) (acima)
(48)	Fórmula não apresentada	(95) (acima), (92) (simulação: 1 indivíduo saudável), (93) (6 cadáveres), (94) (revisão narrativa)
(6,19,23,26,59,64,65)	Área de contato PF foi medida diretamente de suas respectivas amostras	

AC: área de contato; DPF: dor patelofemoral.

TABELA 5. Resultados do estresse patelofemoral (PF) – Máximo, mínimo e variação por atividade e população (valores em MPa)

Atividade	População	Variabilidade	Observação	Varição	
Corrida	Saudável	+	21,5 (51)	Vel controlada em 3,4 m/s	15,60
		-	5,90 (44)	Vel controlada em 3,5 m/s	
	DPF	+	11,60 (45)	Vel controlada em 4,0 m/s	3,60
		-	8,00 (40)	Vel selecionada em 3,0 m/s	
Caminhada	Saudável	+	4,36 (17)	Máxima vel em 1,95 m/s	2,39
		-	1,97 (6)	Vel auto-selecionada em 1,4 m/s	
	DPF	+	6,61 (6)	Máxima vel em 1,8 m/s	4,21
		-	2,40 (59)	Vel auto-selecionada em 1,3 m/s	
Agachamento	Saudável	+	13,06 (72)	Com carga – 35% PC	7,50
		-	5,56 (66)	Com carga – 40% 1RM	
Salto	Saudável	+	55,03 (7)	90% da máxima distância	28,32
		-	26,71 (75)	Salto a partir de degrau	

DPF: dor patelofemoral; +: máximo valor; -: mínimo valor; Vel: velocidade; PC: peso corporal; RM: repetição máxima.

DISCUSSÃO

Depois de analisar os resultados de estresse PF apresentados pelos estudos incluídos, foi encontrado uma grande variabilidade. Por exemplo, estudos com atividades e populações similares apresentaram diferenças de estresse PF maiores que 15 MPa durante corrida de pessoas saudáveis. Esses resultados chamam a atenção, uma vez que a variabilidade observada nesta revisão é maior do que a diferença no estresse PF apresentada por estudos que comparam populações saudáveis e com alguma disfunção (6,17). Brechter e Powers (6) relataram que as pessoas com dor PF apresentaram maior estresse PF comparadas a pessoas saudáveis durante caminhada rápida. A diferença entre os grupos foi de aproximadamente 4 MPa. É evidente que o método utilizado pode ser o motivo da variabilidade nos resultados do estresse PF. O estudo que apresentou o maior valor utilizou um método que não é comparável com nenhum outro dentre os métodos incluídos (7). No entanto, métodos semelhantes podem resultar em valores discrepantes. Bonacci et al. (18) e Sinclair (56) avaliaram a corrida em pessoas saudáveis a uma velocidade de 4,5 m/s e 4,0 m/s, respectivamente. Bonacci et al. (18) e Sinclair (56) usaram exatamente o mesmo método para calcular o estresse PF e para a sua condição controle (correr com calçado convencional para corrida), os resultados máximos de estresse PF foram de 20,6 MPa e 10,3 MPa, respectivamente. Isso mostra a divergência que os métodos para calcular o estresse PF podem apresentar e destaca a necessidade de uma medida de estresse PF consistente e precisa.

O objetivo principal desta revisão foi avaliar sistematicamente os métodos de cálculo do estresse PF, a fim de verificar o melhor método para esse cálculo. No entanto, não é possível determinar qual é a melhor forma de cálculo, pois não existe um método padrão ouro para comparação e nenhum estudo foi desenvolvido para validar e comparar os diferentes métodos. Apesar das muitas questões fisiológicas e biomecânicas relativas aos estudos *in*

vitro, o estresse PF avaliado *in vitro* diretamente na articulação PF (114) poderia ser usado como um "padrão", ou pelo menos como ponto de partida, para comparar com o estresse PF obtido usando métodos indiretos. No entanto, é necessária atenção, uma vez que é improvável que os estudos *in vitro* reproduzam as mesmas forças a que um joelho está submetido na vida real.

Considerando que os métodos indiretos apresentados têm muitas etapas e cada passo tem seus próprios pressupostos e erros, ao planejar estudos futuros, os autores devem considerar cuidadosamente os métodos mais adequados ao que eles têm disponíveis. Também é importante descrever claramente os métodos utilizados (coleta de dados e fórmulas) para o respectivo cálculo de estresse PF. Essas considerações cuidadosamente realizadas podem facilitar a comparação entre os estudos.

O ajuste das forças do plano sagital é um avanço importante nos estudos da cinética PF (32,33,43,44,47,51,67). Entre os estudos incluídos, foram identificados dois modos distintos de ajuste: 1) o uso de momentos articulares, braços de alavanca e área de secção transversa dos músculos flexores do joelho obtidos na literatura (33,43,44,47); 2) o uso de dados cinemáticos e eletromiográficos dos músculos flexores do joelho e outras variáveis relacionadas aos participantes (32,51,67). Ambos os métodos introduzem mais cálculos indiretos no modelo, o que pode influenciar significativamente nos resultados do estresse PF. Talvez, a necessidade de ajustes também deva ser avaliada, uma vez que os estudos que não incluíram o ajuste encontraram resultados semelhantes aos que o fizeram. Exemplos disso podem ser vistos em uma comparação direta dos resultados obtidos nos estudos de Bonacci et al. (18) e Teng e Powers (51), ambos com participantes saudáveis. Bonacci et al. (18) não realizou o ajuste e obteve um valor de estresse PF de 20,6 MPa. Teng e Powers (51) ajustaram as forças e encontraram um valor de estresse PF de 21,5 MPa.

Entre os estudos incluídos, a medida da área de contato PF foi o passo que mostrou maior diversidade. Os dados da área de contato PF foram obtidos de cadáveres, de indivíduos saudáveis e indivíduos com dor PF de estudos prévios e diretamente da amostra do estudo. Considerando as dificuldades da medida da área de contato de uma amostra de estudo, o uso de dados publicados anteriormente parece ser uma opção válida. Ainda assim, essa opção requer atenção, porque vários fatores podem influenciar a área de contato PF. Por exemplo, os procedimentos em que a área de contato PF foi medida em estudos anteriores podem não refletir adequadamente a área de contato PF durante atividades dinâmicas. Alguns estudos *in vitro* relataram que a área de contato PF pode mudar sob a direção da carga, sendo a carga outro aspecto importante que pode influenciar a área de contato PF (30,115). Portanto, a carga a que a articulação PF está submetida durante atividades dinâmicas que envolvem contração muscular vigorosa, como a corrida, provavelmente é maior do que a carga que ocorre em posições estáticas, mesmo que haja carga axial durante as medições estáticas. Outro aspecto importante que pode não representar adequadamente a tarefa dinâmica é a amplitude de movimento em que a área de contato PF é medida. Por exemplo, os dois estudos mais citados mediram a área de contato PF a cada 15 °, entre 0 ° e 75 ° (30) e entre 0 ° e 45 ° (29) de flexão do joelho. Essas amplitudes de movimento são menores que a amplitude de flexão do joelho durante algumas das atividades avaliadas, como o agachamento. A interpolação de dados é um método matemático usado para minimizar o impacto dessa falta de dados disponíveis para maiores amplitudes de movimento joelho investigados em alguns estudos; no entanto, isso ainda é uma limitação e deve ser considerada em estudos futuros.

A especificidade das características do participante em relação à área de contato PF também pode ser importante. Connolly et al. (29) mostraram que existem diferenças na área de contato PF entre mulheres saudáveis e mulheres com dor PF; e ao comparar seus dados com os de Powers et al. (30), um estudo que examinou a área de contato PF em cadáveres, há

uma diferença de mais de 100 mm² de área de contato PF entre os estudos. Neste contexto, a padronização do cálculo da área de contato PF pode ser necessária para uma comparação mais adequada entre os estudos.

Houve também variações nos métodos para calcular o coeficiente k . Embora a maioria dos estudos tenha relatado o uso de dados de van Eijden et al. (9) para calcular o coeficiente k , quatro variações na fórmula foram observadas entre os estudos. Devido às variações apresentadas (Tabela 2), nós realizamos o cálculo do coeficiente k usando os diferentes métodos encontrados. Os resultados das simulações mostraram que os resultados mais próximos de van Eijden et al. (9) foram vistos ao usar a fórmula 1: $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (ver Figura 1, no Anexo IX – em inglês). De acordo com as nossas simulações, as variações observadas nas fórmulas deveriam acarretar em grande impacto nos resultados do estresse PF. Entretanto, esse grande impacto não está presente quando se analisa os valores de estresse PF apresentados por esses estudos. Talvez, a variação nas fórmulas observadas entre os estudos seja simplesmente um erro de digitação introduzido durante a produção dos manuscritos; caso tenha ocorrido isso, provavelmente os estudos usaram a mesma fórmula ao calcular o coeficiente k . Isso mostra a importância do rigor ao verificar manuscritos antes da publicação, pois simples erros de digitação podem levar a erros na interpretação clínica.

Após as simulações em relação ao cálculo do coeficiente k , percebemos que houve pouca explicação sobre o desenvolvimento dessas fórmulas para o cálculo. As fórmulas foram extraídas de uma figura (9) e portanto, podem apresentar alguma variabilidade dos valores reais. Considerando que a variabilidade é desconhecida e as fórmulas usadas são complexas, desenvolvemos uma nova equação, também baseada no estudo de van Eijden et al. (9) para fornecer uma nova opção para calcular o coeficiente k , na qual tomamos em consideração a possível variabilidade dos coeficientes: $k = 2.70E-02x^4 + 1.96E-02x^3 - 0.15x^2$

+ 0.13x + 0.97 (x = ângulo de flexão do joelho normalizado). No Anexo IX apresentamos os métodos utilizados para desenvolver a nova equação e a possível variabilidade de cada segmento da equação.

Com base nos resultados apresentados, uma limitação importante dos métodos utilizados para os cálculos de estresse PF é a consideração apenas das forças do plano sagital do joelho. Durante os movimentos dos membros inferiores, a patela se move nos três planos, o que significa que forças nos três planos podem influenciar o estresse PF. A relevância dos movimentos patelares é reforçada quando disfunções PF são consideradas. Estudos sugerem que a cinemática e morfologia da patela têm relação com a dor em pessoas com disfunções PF (116,117). Dessa forma, métodos futuros devem considerar as forças do plano frontal e transversal para uma compreensão mais abrangente da cinética PF.

É evidente a complexidade do cálculo do estresse PF e conseqüentemente, sua aplicabilidade clínica pode ser questionável. No entanto, embora não seja esperado que clínicos calculem o estresse PF, é importante que eles sejam capazes de interpretar os resultados de estudos sobre o estresse PF. Para isso, clínicos devem entender quais fatores que são envolvidos no cálculo têm maior influência nos resultados do estresse PF. Exemplos disso são a área de contato PF e as forças que atuam no plano sagital. Variações na área de contato PF podem explicar variações do estresse PF, como Powers et al. (59) apresentaram que um aumento na área de contato PF causada pelo uso de órtese para joelho também causou uma diminuição no estresse PF. Além disso, as escolhas feitas pelos pesquisadores sobre os dados previamente publicados a serem usados quando o cálculo da área de contato PF, também pode ter um efeito nos resultados. Por exemplo, dois estudos com métodos semelhantes para calcular o estresse PF, com exceção do cálculo da área de contato PF, avaliaram a mesma população durante corrida e apresentaram aproximadamente 8 MPa de diferença entre os estudos (25,46). Outro fator importante no cálculo do estresse PF é a carga

sagital que atua nos joelhos. Mais uma vez, dois estudos que testaram intervenções durante a corrida com o objetivo de reduzir a carga nos membros inferiores (correr com os pés descalços e correr em uma postura com o tronco flexionado) (18,51) descobriram que tais intervenções reduziram a carga nos joelhos (menor momento extensor do joelho). Consequentemente, a carga reduzida levou a uma redução na magnitude do estresse PF (18, 51). Portanto, isso sugere que clínicos, ao intervirem para reduzir o estresse PF, devem focar em exercícios e técnicas para reduzir a carga nos membros inferiores e/ou aumentar a área de contato PF. No entanto, a atenção deve ser redobrada ao analisar estudos sobre o estresse PF, pois as fórmulas utilizadas nos estudos geralmente são diferentes, fazendo com que a comparação entre estudos ocasionalmente seja inadequada.

CONCLUSÃO

Os métodos para medida do estresse PF utilizados pela maioria dos estudos apresentam muitos cálculos indiretos; entretanto, métodos com mais dados dos próprios participantes podem ser mais indicados, pois as medidas diretas são mais propensas a minimizar os possíveis erros nos cálculos indiretos. Quando medidas diretas não são possíveis, com base nos estudos analisados na revisão sistemática atual, o modelo que parece ser o mais apropriado é:

- *Braço de Alavanca Efetivo do Quadríceps (L_{eff})* = $8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$;

- *Força do Quadríceps* = momento extensor do joelho dividido pelo L_{eff} (ajuste pela força dos flexores de joelho pode ser considerado);

- *Coefficiente k* = $(-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$

Ou usando a nova proposta:

- *Coefficiente k* = $2.70E-02x^4 + 1.96E-02x^3 - 0.15x^2 + 0.13x + 0.97$;

- *Força de Reação PF* = Força do quadríceps multiplicada pelo coeficiente k ;

- *Área de Contato PF* = diretamente dos participantes ou considerar a especificidade para selecionar dados prévios, maiores investigações são necessárias;

- *Estresse PF* = Força de reação PF dividida pela área de contato PF.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer a Fundação de Pesquisa de São Paulo - FAPESP (processo 2015/01704-7 e 2016/09438-7).

REFERÊNCIAS DO ESTUDO III

1. Salsich GB, Perman WH. Tibiofemoral and patellofemoral mechanics are altered at small knee flexion angles in people with patellofemoral pain. *J Sci Med Sport* 2013; 16(1):13–17.
2. Macri EM, Culvenor AG, Morris HG, Whitehead TS, Russell TG, Khan KM, et al. Lateral displacement, sulcus angle and trochlear angle are associated with early patellofemoral osteoarthritis following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2017 (*in press*).
3. Schindler OS, Scott WN. Basic kinematics and biomechanics of the patello-femoral joint. Part 1: The native patella. *Acta Orthop Belg* 2011; 77(4):421–441.
4. Hinman RS, Crossley KM. Patellofemoral joint osteoarthritis: an important subgroup of knee osteoarthritis. *Rheumatol* 2007; 46(7):1057–1062.
5. Tanamas SK, Teichtahl AJ, Wluka AE, Wang Y, Davies-Tuck M, Urquhart DM, et al. The associations between indices of patellofemoral geometry and knee pain and patella cartilage volume: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord* 2010; 11:87.
6. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34(10):1582–1593.
7. Simpson KJ, Jameson EG, Odum S. Estimated patellofemoral compressive forces and contact pressures during dance landings. *J Appl Biomech* 1996; 12(1):1–14.
8. Steinkamp LA, Dillingham MF, Markel MD, Hill JA, Kaufman KR. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med* 1993; 21(3):438–444.
9. van Eijden TM, Kouwenhoven E, Verburg J, Weijs WA. A mathematical model of the patellofemoral joint. *J Biomech* 1986; 19(3):219–229.
10. van Eijden TM, Weijs WA, Kouwenhoven E, Verburg J. Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. *Acta Anat (Basel)* 1987; 129(4):310–314.
11. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*, 3 ed. Philadelphia: LWW; 2008.
12. Salem GJ, Powers CM. Patellofemoral joint kinetics during squatting in collegiate women athletes. *Clin Biomech* 2001; 16(5):424–430.
13. Kulmala J-P, Avela J, Pasanen K, Parkkari J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc* 2013; 45:2306–2313.
14. Vannatta CN, Kernozek TW. Patellofemoral joint stress during running with alterations in foot strike pattern. *Med Sci Sports Exerc* 2015; 47(5):1001–1008.
15. Escamilla RF, Zheng N, Macleod TD, Edwards WB, Imamura R, Hreljac A, et al. Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one-leg squat. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41(4):879–888.
16. Kernozek TW, Vannatta CN, van den Bogert AJ. Comparison of two methods of determining patellofemoral joint stress during dynamic activities. *Gait Posture* 2015; 42(2):218–222.
17. Teng H-L, MacLeod TD, Kumar D, Link TM, Majumdar S, Souza RB. Individuals with isolated patellofemoral joint osteoarthritis exhibit higher mechanical loading at the knee during the second half of the stance phase. *Clin Biomech* 2015; 30(4):383–390.
18. Bonacci J, Vicenzino B, Spratford W, Collins P. Take your shoes off to reduce patellofemoral joint stress during running. *Br J Sports Med* 2013; 48:425–428.
19. Whyte EF, Moran K, Shortt CP, Marshall B. The influence of reduced hamstring length on patellofemoral joint stress during squatting in healthy male adults. *Gait Posture* 2010; 31(1):47–51.

20. Camomilla V, Cereatti A, Cutti AG, Fantozzi S, Stagni R, Vannozzi G. Methodological factors affecting joint moments estimation in clinical gait analysis: a systematic review. *Biomed Eng Online* 2017; 16(1):106.
21. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture* 2009; 29(3):360–369.
22. Mok K-M, Petushek E, Krosshaug T. Reliability of knee biomechanics during a vertical drop jump in elite female athletes. *Gait Posture* 2016; 46:173–178.
23. Ward SR, Powers CM. The influence of patella alta on patellofemoral joint stress during normal and fast walking. *Clin Biomech* 2004; 19(10):1040–1047.
24. Im HS, Goltzer O, Sheehan F. The effective quadriceps and patellar tendon moment arms relative to the tibiofemoral finite helical axis. *J Biomech* 2015; 48(14):3737–3742.
25. Sinclair J, Selfe J. Sex differences in knee loading in recreational runners. *J Biomech* 2015; 48(10):2171–2175.
26. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture* 2002; 16(2):115–123.
27. Mostamand J, Bader DL, Hudson Z. Reliability testing of the patellofemoral joint reaction force (PFJRF) measurement during double-legged squatting in healthy subjects: a pilot study. *J Bodyw Mov Ther* 2012; 16(2):217–223.
28. Escamilla RF, Zheng N, MacLeod TD, Edwards WB, Hreljac A, Fleisig GS, et al. Patellofemoral compressive force and stress during the forward and side lunges with and without a stride. *Clin Biomech* 2008; 23(8):1026–1037.
29. Connolly KD, Ronsky JL, Westover LM, Küpper JC, Frayne R. Differences in patellofemoral contact mechanics associated with patellofemoral pain syndrome. *J Biomech* 2009; 42(16):2802–2807.
30. Powers CM, Lilley JC, Lee TQ. The effects of axial and multi-plane loading of the extensor mechanism on the patellofemoral joint. *Clin Biomech* 1998;13(8):616–24.
31. Lau BC, Thuillier DU, Pedroia V, Chen EY, Zhang Z, Feeley BT, et al. Inter- and intra-rater reliability of patellofemoral kinematic and contact area quantification by fast spin echo MRI and correlation with cartilage health by quantitative T1 ρ MRI. *Knee* 2016; 23(1):13–19.
32. Powers CM, Ho K-Y, Chen Y-J, Souza RB, Farrokhi S. Patellofemoral joint stress during weight-bearing and non-weight-bearing quadriceps exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014; 44(5):320–327.
33. Willson JD, Ratcliff OM, Meardon SA, Willy RW. Influence of step length and landing pattern on patellofemoral joint kinetics during running. *Scand J Med Sci Sports* 2015; 25(6):736–743.
34. Almeida GPL, Silva AP de MCC e, França FJR, Magalhães MO, Burke TN, Marques AP. Q-angle in patellofemoral pain: relationship with dynamic knee valgus, hip abductor torque, pain and function. *Rev Bras Ortop* 2016; 51(2):181–186.
35. Schmidt E, Harris-Hayes M, Salsich GB. Dynamic knee valgus kinematics and their relationship to pain in women with patellofemoral pain compared to women with chronic hip joint pain. *J Sport Health Sci* 2017 [*in press*].
36. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement. *Int J Surg* 2010; 8(5):336–341.
37. Genaidy AM, Lemasters GK, Lockey J, Succop P, Deddens J, Sobeih T, et al. An epidemiological appraisal instrument - a tool for evaluation of epidemiological studies. *Ergonomics* 2007; 50(6):920–960.
38. Nix SE, Vicenzino BT, Collins NJ, Smith MD. Characteristics of foot structure and footwear associated with hallux valgus: a systematic review. *Osteoarthr Cartil* 2012; 20(10):1059–1074.

39. Rathleff MS, Rathleff CR, Crossley KM, Barton CJ. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 2014; 48:1088.
40. Roper JL, Harding EM, Doerfler D, Dexter JG, Kravitz L, Dufek JS, et al. The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial. *Clin Biomech* 2016; 35:14–22.
41. Wirtz AD, Willson JD, Kernozek TW, Hong D-A. Patellofemoral joint stress during running in females with and without patellofemoral pain. *Knee* 2012; 19(5):703–708.
42. Willson JD, Sharpee R, Meardon SA, Kernozek TW. Effects of step length on patellofemoral joint stress in female runners with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech* 2014; 29(3):243–247.
43. Willy RW, Brorsson A, Powell HC, Willson JD, Tranberg R, Grävare Silbernagel K. Elevated knee joint kinetics and reduced ankle kinetics are present during jogging and hopping after achilles tendon ruptures. *Am J Sports Med* 2017; 45(5):1124–1133.
44. Willson JD, Loss JR, Willy RW, Meardon SA. Sex differences in running mechanics and patellofemoral joint kinetics following an exhaustive run. *J Biomech* 2015; 48(15):4155–4159.
45. Sinclair JK, Selfe J, Taylor PJ, Shore HF, Richards JD. Influence of a knee brace intervention on perceived pain and patellofemoral loading in recreational athletes. *Clin Biomech* 2016; 37:7–12.
46. Almonroeder TG, Benson LC. Sex differences in lower extremity kinematics and patellofemoral kinetics during running. *J Sports Sci* 2017; 35(16):1575–1581.
47. Willy RW, Halsey L, Hayek A, Johnson H, Willson JD. Patellofemoral joint and achilles tendon loads during overground and treadmill running. *J Orthop Sports Phys Ther* 2016; 46(8):664–672.
48. Herrington L, Alarifi S, Jones R. Patellofemoral joint loads during running at the time of return to sport in elite athletes with ACL reconstruction. *Am J Sports Med* 2017 (*in press*).
49. Sinclair J, Taylor PJ, Atkins S. Effects of new military footwear on knee loading during running. *Footwear Sci* 2015; 7(3):165–171.
50. Almonroeder TG, Benson LC, O'Connor KM. Changes in patellofemoral joint stress during running with the application of a prefabricated foot orthotic. *Int J Sports Phys Ther* 2015; 10(7):967–975.
51. Teng H-L, Powers CM. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014; 44(10):785–792.
52. Sinclair J, Atkins S, Taylor P, Vincent H. Effects of conventional and minimalist footwear on patellofemoral and Achilles tendon kinetics during netball specific movements. *Comp Exerc Physiol* 2015; 11(3):191–199.
53. Sinclair J. Effects of energy boost and springblade footwear on knee and ankle loads in recreational runners. *Foot Ankle Online J* 2016 ;9:8.
54. Sinclair J, Atkins S, Shore HF. Does shoe midsole temperature affect patellofemoral and Achilles tendon kinetics during running? *Foot Ankle Online J* 2016; 9(2):1–4.
55. Sinclair J, Vincent H, Selfe J, Taylor P, Richards J. Effects of foot orthoses on patellofemoral load in recreational runners. *Foot Ankle Online J* 2015; 8(2):1–5.
56. Sinclair J. Effects of barefoot and barefoot inspired footwear on knee and ankle loading during running. *Clin Biomech* 2014; 29(4):395–399.
57. Sinclair J, Richards J, Selfe J, Fau-Goodwin J, Shore H. The influence of minimalist and maximalist footwear on patellofemoral kinetics during running. *J Appl Biomech* 2016.
58. Sinclair J k., Taylor P j., Sant B. Influence of cross-fit footwear on patellofemoral kinetics during running activities. *Comp Exerc Physiol* 2017; 13(2):105–111.

59. Powers CM, Ward SR, Chen Y, Chan L, Terk MR. The effect of bracing on patellofemoral joint stress during free and fast walking. *Am J Sports Med* 2004; 32(1):224–231.
60. Ho K-Y, Blanchette MG, Powers CM. The influence of heel height on patellofemoral joint kinetics during walking. *Gait Posture* 2012; 36(2):271–275.
61. Sinclair J, Bottoms L. Gender differences in patellofemoral load during the epee fencing lunge. *Res Sports Med* 2015; 23(1):51–58.
62. Sinclair J, Bottoms L, Taylor PJ, Mahmood K. Influence of minimalist footwear on knee and ankle loads during the squash lunge. *Mov Sport Sci* 2016; 91:77–84.
63. Kernozek TW, Gheidi N, Zellmer M, Hove J, Heinert BL, Torry MR. effects of anterior knee displacement during squatting on patellofemoral joint stress. *J Sport Rehabil* 2017; 1–26.
64. Powers CM, Ward SR, Chen Y-J, Chan L-D, Terk MR. Effect of bracing on patellofemoral joint stress while ascending and descending stairs. *Clin J Sport Med* 2004; 14(4):206–214.
65. Carpenter RD, Brilhault J, Majumdar S, Ries MD. Magnetic resonance imaging of in vivo patellofemoral kinematics after total knee arthroplasty. *Knee* 2009;16(5):332–336.
66. Sinclair J, Bentley I, Kudierski N, Atkins S, Vincent H. Effects of four different relative loads on knee joint kinetics during the barbell back squat. *J Multidiscip Eng Sci Technol* 2015; 2(1):286–290.
67. Chinkulprasert C, Vachalathiti R, Powers CM. Patellofemoral joint forces and stress during forward step-up, lateral step-up, and forward step-down exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2011; 41(4):241–248.
68. Sinclair J, Atkins S, Kudierski N, Taylor PJ, Vincent H. Effects of front and back squat techniques on patellofemoral joint kinetics in males. *J Biomed Eng Inform* 2015; 2(1):76.
69. Sinclair J, Hobbs SJ. Bilateral differences in knee and ankle loading of the support limb during maximal instep soccer kicking. *Sci Sports* 2016; 31:e76-e78.
70. Sinclair J, Atkins S, Vincent H. Influence of different hip joint centre locations on hip and knee joint kinetics and kinematics during the squat. *J Hum Kinet* 2014; 44:5–17.
71. Escamilla RF, Zheng N, Macleod TD, Edwards WB, Hreljac A, Fleisig GS, et al. Patellofemoral joint force and stress between a short- and long-step forward lunge. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008; 38(11):681–690.
72. Wallace DA, Salem GJ, Salinas R, Powers CM. Patellofemoral joint kinetics while squatting with and without an external load. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32(4):141–148.
73. Hofmann CL, Holyoak DT, Juris PM. Trunk and shank position influences patellofemoral joint stress in the lead and trail limbs during the forward lunge exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* 2017; 47(1):31–40.
74. Peng H-T, Chen WC, Kernozek TW, Kim K, Song C-Y. Influences of patellofemoral pain and fatigue in female dancers during ballet jump-landing. *Int J Sports Med* 2015; 36(9):747–753.
75. Sinclair J, Hobbs SJ, Selfe J. The influence of minimalist footwear on knee and ankle load during depth jumping. *Res Sports Med* 2015; 23(3):289–301.
76. Vaneijden TM, de Boer W, Weijjs WA. The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexion-extension angle. *J Biomech*. 1985; 18(10):803–809.
77. Petersen W, Ellermann A, Gösele-Koppenburg A, Best R, Rembitzki IV, Brüggemann G-P, et al. Patellofemoral pain syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014; 22:2264–2274.

78. Willy RW, Meardon SA, Schmidt A, Blaylock NR, Hadding SA, Willson JD. Changes in tibiofemoral contact forces during running in response to in-field gait retraining. *J Sports Sci* 2016; 34(17):1602–1611.
79. DeVita P, Hortobagyi T. Functional knee brace alters predicted knee muscle and joint forces in people with acl reconstruction during walking. *J Appl Biomech* 2001; 17(4):297–311.
80. Herzog W, Read LJ. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *J Anat* 1993; 182(Pt 2):213–230.
81. Németh G, Ohlsén H. In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. *J Biomech* 1985; 18(2):129–140.
82. Spoor CW, van Leeuwen JL. Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. *J Biomech* 1992;25(2):201–206.
83. Spoor CW, van Leeuwen JL, Meskers CG, Titulaer AF, Huson A. Estimation of instantaneous moment arms of lower-leg muscles. *J Biomech* 1990; 23(12):1247–1259.
84. van Eijden TM, Kouwenhoven E, Weijs WA. Mechanics of the patellar articulation. Effects of patellar ligament length studied with a mathematical model. *Acta Orthop Scand* 1987; 58(5):560–566.
85. Visser JJ, Hoogkamer JE, Bobbert MF, Huijing PA. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *Eur J Appl Physiol* 1990; 61(5–6):453–460.
86. Ward SR, Eng CM, Smallwood LH, Lieber RL. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clin Orthop* 2009; 467(4):1074–1082.
87. Lenhart RL, Smith CR, Vignos MF, Kaiser J, Heiderscheit BC, Thelen DG. Influence of step rate and quadriceps load distribution on patellofemoral cartilage contact pressures during running. *J Biomech* 2015;48(11):2871–2878.
88. Besier TF, Draper CE, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing. *J Orthop Res* 2005; 23(2):345–350.
89. Williams DSB, Green DH, Wurzing B. Changes in lower extremity movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running. *Int J Sports Phys Ther* 2012; 7(5):525–532.
90. Klein P, Mattys S, Rooze M. Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study. *J Biomech* 1996; 29:21–30.
91. Ho K-Y, Hu HH, Keyak JH, Colletti PM, Powers CM. Measuring bone mineral density with fat-water MRI: comparison with computed tomography. *J Magn Reson Imaging* 2013; 37(1):237–242.
92. Besier TF, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. A modeling framework to estimate patellofemoral joint cartilage stress in vivo. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37(11):1924–1930.
93. Lee TQ, Yang BY, Sandusky MD, McMahon PJ. The effects of tibial rotation on the patellofemoral joint: assessment of the changes in in situ strain in the peripatellar retinaculum and the patellofemoral contact pressures and areas. *J Rehabil Res Dev* 2001; 38(5):463–469.
94. Powers CM. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998; 28(5):345–354.
95. Salsich GB, Perman WH. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37(9):521–528.
96. Rugg SG, Gregor RJ, Mandelbaum BR, Chiu L. In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). *J Biomech* 1990; 23(5):495–501.
97. van den Bogert AJ, Geijtenbeek T, Even-Zohar O, Steenbrink F, Hardin EC. A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Med Biol Eng Comput* 2013; 51(10):1069–1077.

98. Kadaba M, Ramakrishnan H, Wootten M. Lower extremity joint moments and ground reaction torque in adult gait. *Helen Hayes Hosp Rep.* 1987; 87–92.
99. van Eijden TM, Kouwenhoven E, Weijs WA. The influence of anterior displacement of the tibial tuberosity on patellofemoral biomechanics. *Int Orthop* 1987; 11(3):215–221.
100. Yamaguchi GT, Zajac FE. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *J Biomech* 1989; 22(1):1–10.
101. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66(5):715–724.
102. Delp SL, Loan JP, Hoy MG, Zajac FE, Topp EL, Rosen JM. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans Biomed Eng* 1990; 37(8):757–767.
103. Erdemir A, McLean S, Herzog W, van den Bogert AJ. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech* 2007; 22(2):131–154.
104. Sharma A, Leszko F, Komistek RD, Scuderi GR, Cates HE, Liu F. In vivo patellofemoral forces in high flexion total knee arthroplasty. *J Biomech* 2008; 41(3):642–648.
105. Salsich GB, Ward SR, Terk MR, Powers CM. In vivo assessment of patellofemoral joint contact area in individuals who are pain free. *Clin Orthop* 2003; (417):277–284.
106. 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(4):556–569.
107. Zheng N, Fleisig GS, Escamilla RF, Barrentine SW. An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. *J Biomech* 1998; 31(10):963–967.
108. Epstein M, Herzog W. Theoretical models of skeletal muscle: biological and mathematical considerations. 1^a ed. Chichester ; New York: Wiley; 1998.
109. Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng* 1989; 17(4):359–411.
110. Scott SH, Winter DA. Internal forces of chronic running injury sites. *Med Sci Sports Exerc* 1990; 22(3):357–369.
111. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4^a ed. Hoboken, N.J: Wiley; 2009.
112. Nisell R. Mechanics of the knee. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1985; 56:1–42.
113. Hehne HJ. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clin Orthop* 1990; (258):73–85.
114. Skwara A, Tibesku CO, Ostermeier S, Stukenborg-Colsman C, Fuchs-Winkelmann S. Differences in patellofemoral contact stresses between mobile-bearing and fixed-bearing total knee arthroplasties: a dynamic in vitro measurement. *Arch Orthop Trauma Surg* 2009; 129(7):901–907.
115. Wünschel M, Leichtle U, Obloh C, Wülker N, Müller O. The effect of different quadriceps loading patterns on tibiofemoral joint kinematics and patellofemoral contact pressure during simulated partial weight-bearing knee flexion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011; 19(7):1099–1106.
116. Macri EM, Felson DT, Zhang Y, Guermazi A, Roemer FW, Crossley KM, et al. Patellofemoral morphology and alignment: reference values and dose-response patterns for the relation to MRI features of patellofemoral osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2017 (*in press*).
117. Carlson VR, Boden BP, Sheehan FT. Patellofemoral kinematics and tibial tuberosity-trochlear groove distances in female adolescents with patellofemoral pain. *Am J Sports Med* 2017; 45(5):1102–1109.

***ALTERAÇÕES NA
FUNÇÃO DOS MÚSCULOS DO QUADRIL
EM PESSOAS COM DOR PATELOFEMORAL
AVALIADAS CLINICAMENTE
EXISTEM ALÉM DA FORÇA ISOMÉTRICA***

Nunes GS, Silva DO, Pizzari T, Serrão FV, Crossley KM, Barton CJ.

*Clinically Measured Hip Muscle Function Deficits in People with
Patellofemoral Pain Exist Beyond Isometric Strength*

RESUMO

Proposta: Pessoas com dor patelofemoral (DPF) têm comprometimento da função muscular do quadril, incluindo força isométrica e função neuromotora. Evidências indicam que a potência e resistência dos músculos do quadril também podem estar alteradas. No entanto, a aplicabilidade clínica desses resultados é limitada pela dependência de equipamentos de laboratório. O objetivo deste estudo transversal foi avaliar se medidas clínicas da função dos músculos do quadril diferem entre pessoas com DPF e pessoas assintomáticas.

Métodos: Participaram 34 pessoas fisicamente ativas (16 com DPF e 16 controles). A força de abdução e extensão do quadril foi avaliada isometricamente usando dinamômetro manual e dinamicamente por meio do teste de 10 repetições máximas (10RM). Potência e velocidade durante agachamento, abdução e extensão do quadril foram avaliadas usando um transdutor de posição linear. A resistência do tronco, dos abdutores e extensores do quadril foi avaliada pelo tempo máximo em ponte lateral e pelo número máximo de repetições, respectivamente.

Resultados: O grupo DPF apresentou déficits em relação ao grupo controle na força isométrica (21-25%) de abdutores ($p < 0,01$; TE=0,98) e extensores do quadril ($p = 0,02$; TE=0,85); na 10RM (15-18%) para abdutores ($p = 0,05$; TE=0,72) e extensores do quadril ($p = 0,02$; TE=0,85); na potência (24-31%) do agachamento ($p = 0,01$; TE=0,90), da abdução ($p = 0,02$; TE=0,80) e extensão do quadril ($p = 0,01$; TE=0,94); e na velocidade (20%) durante o agachamento ($p = 0,01$; TE=0,92). Nenhuma diferença foi identificada para resistência.

Conclusão: Avaliações clínicas podem identificar déficits na força isométrica e dinâmica dos músculos do quadril, bem como na potência em pessoas com DPF. Os déficits da função muscular do quadril em pessoas com PFP, incluindo força e potência, destacam uma necessidade de treinamento de força progressivo nesta população.

Palavras-chave: Potência; Concêntrico; Excêntrico; Resistência; Joelho; Tronco.

INTRODUÇÃO

A relação entre a função dos músculos do quadril e a dor patelofemoral (DPF) tem recebido maior atenção nos últimos anos. Especificamente, um grande número de pesquisas indica a existência de deficiências na função dos músculos do quadril (1,2). Além disso, evidências também suportam que exercícios terapêuticos podem minimizar esses déficits (3,4). Teoricamente, alterações na função dos músculos do quadril estariam relacionadas com a presença de uma maior adução e rotação medial do quadril, além de uma maior queda pélvica contralateral, as quais são normalmente encontradas em pessoas com DPF (5-8). Um aumento na adução e na rotação medial do quadril durante atividades com suporte de peso podem aumentar as forças laterais atuantes sobre patela (9,10), além de poder causar uma redução na área de contato entre a patela e o fêmur (11). Isso poderia aumentar a pressão e o estresse na articulação patelofemoral de pessoas com DPF (9,10).

Atualmente, pesquisas indicam a presença de alterações na função dos músculos do quadril durante tarefas funcionais, como durante corrida e subida de escadas, medidos usando a avaliação da eletromiográfica (EMG). Essas alterações incluem atraso e menor duração da ativação dos músculos glúteos médio e máximo (2). Clinicamente, a avaliação da EMG não é viável devido à necessidade de equipamento específico e conhecimento especializado. A medida clínica mais utilizada para avaliação da função dos músculos do quadril é a medida da força, que na maioria das pesquisas é avaliada de forma isométrica (1). Muitas pesquisas avaliaram a força isométrica de pessoas com DPF e indicaram que essas pessoas possuem fraqueza dos abdutores, extensores e rotadores laterais do quadril (1). Apesar das evidências dos déficits na força isométrica do quadril em pessoas com DPF, a insuficiência de força isométrica parece não estar associada a um maior risco de desenvolvimento da DPF (1). Além disso, pesquisas recentes também indicam que talvez uma maior força possa estar

associada a um maior risco de desenvolvimento de DPF em atletas adolescentes e população militar (12-14). No entanto, intervenções que visam melhorar a função dos músculos do quadril são capazes de melhorar a dor e a função em pessoas com DPF (3).

A função muscular pode ser avaliada de diferentes formas e não está claro quais são os parâmetros que podem ser mais importantes durante a avaliação clínica e a reabilitação de pessoas com DPF. Além da força isométrica, alguns estudos também avaliaram a força dos músculos do quadril de maneira dinâmica (15-18), com essas pesquisas indicando evidências de muito limitada à moderada quanto à presença de déficits de força concêntrica e excêntrica nos músculos do quadril (1). Na literatura sobre treinamento de força, uma avaliação clínica comumente aplicada para medir a força muscular dinâmica é o teste de uma repetição máxima ou de 10 repetições máximas (10RM), que envolvem uma combinação de força concêntrica e excêntrica (19,20). 10RM é muitas vezes considerada um teste mais fácil e mais confiável para se aplicar em populações com dor musculoesquelética (21), mas até o presente momento, nenhuma pesquisa foi realizada para avaliar a força muscular na DPF usando esse método.

Recentemente, avaliamos a força isométrica e a taxa de desenvolvimento de força (TDF) em mulheres com e sem DPF (22), identificando déficits de até 55% na TDF para abdução e extensão do quadril (22). Destaca-se que as alterações na TDF foram muito maiores do que as alterações na força isométrica (menores que 15%) na mesma amostra, o que sugere que a potência dos músculos do quadril pode ser um parâmetro mais importante do que a força em pessoas com DPF (22). Uma limitação desse estudo foi o uso do dinamômetro isocinético, que é um equipamento caro e não facilmente acessível a clínicos (22). Portanto, se os déficits de potência dos músculos do quadril devem ser avaliados e tratados em pessoas com DPF, ferramentas e métodos clinicamente aplicáveis são necessários.

Além da função neuromotora, força e potência, a resistência muscular também pode ser um fator importante para avaliação e reabilitação na DPF. Dois estudos trazem resultados contraditórios em relação ao potencial déficit de resistência dos músculos do quadril em mulheres com DPF (23,24). Enquanto um estudo relatou alteração na resistência isométrica dos abdutores do quadril avaliados clinicamente pelo tempo em que os participantes poderiam manter o membro inferior em posição neutra em decúbito lateral (24); o outro estudo não encontrou nenhuma diferença entre grupos quanto à resistência dos abdutores do quadril usando dinamometria isocinética (23). Desta forma, não está claro se pessoas com DPF apresentam alterações na resistência muscular do quadril ou a relevância deste parâmetro da função muscular durante o tratamento.

Até o presente momento, nenhum estudo avaliou a função muscular do quadril relacionada à resistência, força e potência na mesma amostra de pessoas com DPF para determinar a potencial importância de cada parâmetro. Além disso, uma limitação comum entre os estudos prévios que avaliaram a função dos músculos do quadril tem sido o uso de equipamentos baseados em laboratórios, o que dificulta a aplicabilidade clínica. O presente estudo avaliou medidas clínicas de diferentes parâmetros da função muscular do quadril (resistência, força e potência) em pessoas com DPF comparadas a controles assintomáticos para determinar sua relativa importância. Assim, essa informação pode ser útil para clínicos e pesquisas como uma forma de priorizar parâmetros da função dos músculos do quadril durante a avaliação e tratamento.

MÉTODOS

Participantes

O estudo incluiu 32 pessoas fisicamente ativas (16 com DPF e 16 controles assintomáticos) entre as idades de 18 e 50 anos (Tabela 1). O tamanho da amostra foi determinado com base nos dados de um estudo piloto com quatro participantes em cada grupo usando o pico da potência (W/kg) durante o agachamento para o cálculo (grupo controle = $20,4 \pm 4,3$ W/kg; grupo DPF = $15,7 \pm 4,0$ W/kg). O cálculo indicou que um mínimo de 14 participantes por grupo era necessário para um alfa de 0,05 e um poder estatístico de 80%.

TABELA 1. Característica dos participantes [média (desvio padrão)].

	Grupo DPF (n = 16)	Grupo Controle (n = 16)
Sexo (mulheres/homens)	9/7	9/7
Idade (anos)	32,3 (9,1)	28,7 (6,9)
Altura (m)	1,67 (0,12)	1,70 (0,10)
Massa corporal (Kg)	67,3 (14,6)	66,4 (14,2)
IPAQ (MET minutos/semana)	3401,1 (4299,7)	3804,4 (2576,8)
Duração dos sintomas (anos)	2,3 (1,7)	na
Pior dor (pontos)*	6,5 (1,8)	na
AKPS (pontos)	76,3 (12,5)	na

DPF = dor patelofemoral; IPAQ = International Physical Activity Questionnaire – format curto (25); AKPS = Anterior Knee Pain Scale (26); na = não aplicável. *Pior dor durante a semana anterior à avaliação usando a escala visual analógica.

Os participantes foram recrutados por meio de divulgação em áreas comuns da universidade e por meio de canais de mídia social (Twitter e Facebook). Os critérios de inclusão para o grupo DPF foram início insidioso dos sintomas não relacionados a um evento traumático; presença de dor retropatelar ou peripatelar (mínimo 3/10 pontos na escala visual analógica) em pelo menos três das seguintes atividades: subida e descida de escada, corrida,

permanecer ajoelhado, agachamento, longo período sentado, salto, contração isométrica de quadríceps e palpação da faceta medial ou lateral da patela; e presença de dor por pelo menos dois meses (22). O grupo controle incluiu participantes sem história de lesão ou dor nos joelhos, semelhante ao grupo DPF quanto à idade, altura e peso corporal. O critério de exclusão para ambos os grupos foi história de cirurgia nos joelhos, lesão ou dor nos quadris, instabilidade patelar, dor na palpação da área do tendão patelar, gordura de Hoffa, banda iliotibial, tendões da pata de ganso ou linha articular do joelho, sinais ou sintomas de lesões ligamentares ou meniscais do joelho, presença de Osgood-Schlatter e síndrome de Sinding-Larsen-Johansson (22). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Humana da Universidade La Trobe (número de registro 16-141) e o consentimento foi obtido de todos os participantes.

Procedimentos

As avaliações foram realizadas em duas sessões separadas por 2-7 dias. Na primeira sessão, foram realizadas as avaliações da força isométrica e da resistência. Na segunda sessão, foram realizadas as avaliações da força dinâmica (10RM) e da potência. Todas as avaliações foram realizadas por um avaliador cego à alocação dos grupos. No grupo DPF, avaliou-se o membro inferior do joelho afetado ou o joelho com maior nível de dor. No grupo controle, o membro inferior avaliado foi determinado lançando uma moeda.

Avaliações

No início de cada sessão, os participantes realizaram aquecimento por cinco minutos em uma bicycle ergométrica. Pelo menos três minutos de repouso foram permitidos entre cada teste.

Força Isométrica

Os participantes realizaram a força máxima contra uma faixa inelástica durante cinco segundos e a força isométrica máxima (em Newtons) foi medida usando um dinamômetro manual (HHD; JTech Commander PowerTrack, JTech Medical Industries Inc., Midvale, EUA) colocado entre a faixa e o participante. A força isométrica máxima foi convertida em torque (multiplicando a força pelo braço de alavanca [distância entre o trocânter maior e o côndilo lateral do fêmur]) e então, normalizado pela massa corporal ($[\text{Nm/kg}] \times 100$) (27,28). Os participantes realizaram três testes, com um minuto entre cada tentativa, e a média dos três testes foi utilizada na análise. Os abdutores do quadril foram avaliados com o participante em decúbito lateral com os membros inferiores em posição neutra e a faixa colocada na face lateral do joelho (27,29). Os extensores do quadril foram avaliados com os participantes em decúbito ventral com o joelho do membro inferior avaliado flexionado a 90 graus e o quadril em posição neutra, com a faixa posicionada proximal à fossa poplíteia (27,28).

Força Dinâmica

Usando um equipamento com cabos para academias de ginástica (Nautilus Freedom Trainer, Nautilus Inc., Vancouver, Canadá), foram realizados testes de 10 repetição máximas (10RM) (30). Primeiramente, os participantes realizaram a familiarização e aquecimento por meio de 10 repetições com a menor carga (9kg), cinco repetições com 16kg e cinco repetições com 23kg. Após três minutos de repouso, o procedimento de tentativa e erro foi adotado para determinar a carga máxima que os participantes poderiam realizar 10RM (30). Durante o teste, na quinta repetição os participantes informaram se a carga era muito leve, muito pesada ou se achavam que era a carga certa. Se algum ajuste fosse necessário, os participantes descansaram por três minutos e realizaram o teste novamente. O procedimento

foi repetido até a carga do 10RM ser determinada (30). Os participantes foram instruídos a realizar uma repetição a cada dois segundos (um segundo para a fase concêntrica, um segundo para a fase excêntrica), controlada por um metrônomo (30). A carga para o 10RM foi normalizada pela massa corporal ($[\text{kg}/\text{kg}] \times 100$). A abdução do quadril foi avaliada em pé, movendo a perna avaliada da posição neutra até aproximadamente 30 graus de abdução do quadril. A extensão do quadril foi avaliada em pé, movendo a perna avaliada de aproximadamente 20 graus de flexão do quadril para 20 graus de extensão do quadril. Em ambos os movimentos, a alça de resistência permaneceu ao nível do tornozelo.

Resistência

A resistência de abdutores do quadril foi avaliada com o participante em decúbito lateral com ambos os joelhos estendidos. A partir da posição inicial (aproximadamente 10 graus de adução do quadril), os participantes realizaram abdução do quadril até aproximadamente 30 graus e retornaram à posição inicial uma vez a cada dois segundos (um segundo para a fase concêntrica, um segundo para a fase excêntrica), controlado por um metrônomo (31). Os participantes foram instruídos a repetir o movimento o máximo de vezes possível até que não pudessem completar mais repetições e o número máximo de repetições foi usado para as análises. A resistência dos extensores do quadril foi avaliada com o participante em posição pronada, com os membros inferiores para fora da maca (quadril em aproximadamente 60 graus de flexão) e o joelho do lado avaliado estendido. A partir da posição inicial, os participantes realizaram a extensão do quadril até a posição neutra e retornaram à posição inicial uma vez a cada dois segundos (um segundo para a fase concêntrica, um segundo para a fase excêntrica), controlado por um metrônomo (18,31). Os participantes foram instruídos a repetir o movimento o máximo de vezes possível até que não

pudessem completar mais repetições e o número máximo de repetições foi usado para as análises.

A resistência do tronco foi avaliada usando a ponte lateral, ou seja, em decúbito lateral com o lado avaliado para baixo. Apoiando-se no antebraço e nos pés, os participantes foram instruídos a elevar os quadris até que os joelhos, os quadris e o tronco estivessem alinhados, e foram instruídos a manter a posição o maior tempo possível até serem incapazes de manter a posição retornando o quadril à maca (32). Tempo em minutos que os participantes mantiveram a posição foi registrado.

Potência

A potência de abdutores e extensores do quadril, assim como a potência durante agachamento bipodal, foram avaliados usando um transdutor de posição linear (GymAware, Kinetic Performance Technology, Canberra, Austrália) anexado aos equipamentos utilizados (33). O dispositivo mede o tempo e o deslocamento durante o movimento, e com base na carga informada, calcula a potência produzida durante o movimento. Os participantes foram instruídos a executar as tarefas o mais rápido e forte possível e o pico da potência normalizado pela massa corporal (W/kg) e pico de velocidade (m/s) durante cada teste foram registrados. Para cada teste de potência, os participantes primeiro realizaram uma tentativa como familiarização e em seguida, cinco repetições com 30 segundos de intervalo entre cada repetição. A média das cinco repetições foi utilizada na análise.

Para avaliação da potência durante agachamento até 60 graus foi usado o suporte *Smith*. Cada agachamento foi realizado em dois segundos (fase descendente em um segundo, fase ascendente em um segundo), controlados com um metrônomo. Primeiro, os participantes realizaram o processo de familiarização e aquecimento realizando 10 repetições sem carga, cinco repetições com 20% da massa corporal e cinco repetições com 40% da massa corporal.

Após três minutos de repouso, o teste de potência foi realizado com 60% da massa corporal (34).

A abdução e a extensão do quadril foram avaliadas usando o mesmo equipamento, mesmas posições e amplitudes de movimento dos testes de 10RM. Os testes de potência foram realizados cinco minutos após os testes de 10RM e os participantes realizaram os testes de potência com 80% da carga de 10RM previamente avaliada.

Análise Estatística

Uma avaliação de confiabilidade teste-reteste com seis participantes assintomáticos foi realizada para verificar a confiabilidade intra-avaliador e o erro padrão das medidas utilizadas (Tabela 2).

Para comparar as medidas de força, resistência e potência entre os grupos, foram utilizados múltiplos testes t para amostras independentes. Para evitar a perda de resultados clinicamente significativos, não foi aplicada correção estatística (35). Devido aos dados não-normais, os dados de resistência dos abdutores e extensores do quadril foram transformados em logaritmo (36). O tamanho do efeito (TE; Hedges' g) foi calculado usando o Review Manager (RevMan) (Versão 5.2, Copenhague, Dinamarca) para cada comparação e as diferenças significativas foram classificadas de acordo com os valores TE da seguinte forma: pequeno ($>0,2$), médio ($>0,5$), grande ($>0,8$) e muito grande ($>1,3$) (37). O nível de confiança foi fixado em 5%. Os dados foram analisados usando SPSS versão 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

TABELA 2. Confiabilidade das medidas

	CCI_{3,1}	EPM
<i>Força (%MC)</i>		
Isométrico – abdutores do quadril	0,93	6,6
Isométrico – extensores do quadril	0,91	9,2
10 RM – abdutores do quadril	0,94	2,6
10 RM – extensores do quadril	0,96	3,6
<i>Resistência</i>		
Abdutores do quadril (repetições)	0,98	10
Extensores do quadril (repetições)	0,81	29
Tronco (minutos)	0,98	0,04
<i>Potência (W/kg)</i>		
Agachamento	0,95	0,6
Abdutores do quadril	0,96	0,2
Extensores do quadril	0,98	0,2
<i>Velocidade durante testes de potência (m/s)</i>		
Agachamento	0,95	0,03
Abdutores do quadril	0,96	0,02
Extensores do quadril	0,97	0,02

CCI_{3,1}: coeficiente de correlação intraclasse; EPM: erro padrão da medida.

RESULTADOS

Ambos os grupos foram semelhantes quanto à idade, massa corporal, altura e nível de atividade física (IPAQ) ($p>0,05$) (Tabela 1).

Força: o grupo DPF apresentou de médio a grande déficit (TE=0,72-0,98) em relação ao grupo controle (Tabela 3). A força isométrica de abdutores ($p<0,01$; TE=0,98) e de extensores do quadril ($p=0,02$; TE=0,85) foram 21% e 25% menor, respectivamente, no grupo DPF em comparação com o grupo controle. Além disso, a 10RM para abdutores ($p=0,05$; TE=0,72) e extensores do quadril ($p=0,02$; TE=0,85) foram 15% e 18% menor, respectivamente, no grupo DPF em comparação com o grupo controle.

Resistência: não houve diferenças entre os grupos nas medidas de resistência do tronco, abdutores ou extensores do quadril (Tabela 3), embora tenha havido uma tendência estatística para que o grupo DPF tenha menor resistência para abdutores do quadril ($p = 0,06$). Os dados originais são apresentados na tabela 4.

TABELA 4. Dados originais dos testes de resistência.

		Grupo DPF (n=16)	Grupo Controle (n=16)
Abdutores do quadril (repetições)	Média (DP)	58,6 (23,3)	91,5 (60,0)
	Mediana (min – max)	54,5 (32 – 98)	75,5 (28 – 261)
Extensores do quadril (repetições)	Média (DP)	102,4 (69,6)	109,9 (65,1)
	Mediana (min – max)	81 (31 – 291)	91 (35 – 245)

DPF: dor patelofemoral; DP: desvio padrão; min: valor mínimo; max: valor máximo.

Potência: o grupo DPF apresentou grandes déficits para todas as avaliações de potência em comparação com o grupo controle (Tabela 3). O pico de potência durante o agachamento

($p=0,01$; $TE=0,90$), abdução ($p=0,02$; $TE=0,80$) e extensão do quadril ($p=0,01$; $TE=0,94$) foram 24%, 31% e 29% menor, respectivamente, no grupo DPF em comparação com o grupo controle. A velocidade de movimento do grupo DPF durante as avaliações de potência no agachamento foi 20% mais lenta comparada ao grupo controle ($p=0,01$; $TE=0,92$). Não houve diferença entre os grupos para a velocidade durante a abdução e extensão do quadril (Tabela 3).

TABELA 3. Força, resistência e medidas relacionadas a potência para comparações entre grupos [média (desvio padrão)]

	Grupo DPF (n=16)	Grupo Controle (n=16)	Diferença média (95% IC)	Valor de p	Tamanho do efeito (95% IC) e % da diferença*
<i>Força (%MC)</i>					
Isométrico – Abd	117,9 (23,4)	149,9 (38,7)	32,0 (8,9 a 55,1)	<0,01	21%
Isométrico – Ext	82,3 (33,1)	110,3 (31,0)	28,0 (4,9 a 51,1)	0,02	25%
10 RM – Abd	53,1 (13,9)	62,1 (10,3)	9,0 (0,2 a 17,9)	0,05	15%
10 RM – Ext	58,2 (14,7)	70,8 (14,1)	12,6 (2,2 a 23,0)	0,02	18%
<i>Resistência</i>					
Abdutores do quadril (log)	1,7 (0,2)	1,9 (0,3)	0,2 (-0,01 a 0,3)	0,06	8%
Extensores do quadril (log)	1,9 (0,3)	2,0 (0,3)	0,1 (-0,2 a 0,2)	0,71	2%
Tronco (minutos)	1,1 (0,5)	1,1 (0,3)	0,1 (-0,3 a 0,3)	0,88	2%
<i>Potência (W/kg)</i>					
Agachamento	14,2 (4,0)	18,6 (5,4)	4,4 (1,0 a 7,8)	0,01	24%
Abdutores do quadril	1,9 (0,8)	2,6 (0,9)	0,8 (0,2 a 1,4)	0,02	31%
Extensores do quadril	2,9 (1,2)	4,1 (1,3)	1,2 (0,3 a 2,1)	0,01	29%
<i>Velocidade durante testes de potência (m/s)</i>					
Agachamento	0,8 (0,2)	1,0 (0,2)	0,1 (0,1 a 0,4)	0,01	20%
Abdutores do quadril	0,4 (0,1)	0,5 (0,1)	0,1 (-0,1 a 0,1)	0,12	13%
Extensores do quadril	0,6 (0,1)	0,6 (0,1)	0,1 (-0,1 a 0,2)	0,18	10%

DPF: dor patelofemoral; IC: intervalo de confiança; %MC: porcentagem de massa corporal; Abd: abdutores do quadril; Ext: extensores do quadril; 10RM: 10 repetições máximas; log: logaritmo. Números em negrito indicam diferenças significativas ($p < 0,05$). *todas as porcentagens indicam déficits do grupo DPF em relação ao grupo controle.

DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo são os primeiros a mostrar déficits na força (isométrica e dinâmica por meio da 10RM) e na potência dos músculos do quadril simultaneamente utilizando medidas clinicamente aplicáveis em pessoas com DPF. Isso sugere que durante o tratamento da DPF há a necessidade de abordar a força e potência dos músculos do quadril por meio de programas de treinamento de resistência progressiva. Não foram identificadas diferenças entre os grupos quanto à resistência dos músculos do quadril, indicando que esse parâmetro pode ser menos relevante em comparação com força e potência durante a avaliação e tratamento de pessoas com DPF.

Um grande número de estudos já encontrou que pessoas com DPF possuem alterações na força muscular isométrica dos músculos quadril (1), sendo que nessas pesquisas a força foi avaliada principalmente usando HHD (1). Nossos achados reforçam que o HHD é sensível para detectar déficits isométricos da força do quadril em pessoas com DPF, com os grandes déficits encontrados na presente pesquisa similares em magnitude às pesquisas anteriores, tanto para a abdução quanto para a extensão do quadril (1). Isso indica que o uso da avaliação de força isométrica do quadril fornece uma medida confiável e sensível para avaliar pessoas com DPF e também para o acompanhamento durante programas de reabilitação voltados para o quadril.

Um novo achado deste estudo foi o déficit de força dinâmica (10RM) de abdutores e extensores do quadril, que são ligeiramente inferiores aos déficits de força isométrica (21-25% versus 15-18%). Vale destacar que a sociedade americana de medicina esportiva endossa o uso de testes de função muscular, como a 10RM para basear a prescrição de treinamento de força e sua progressão (19). Com base em nossas descobertas, esse teste também pode ser útil para identificar déficits na função dos músculos do quadril em pessoas

com DPF e para guiar o fortalecimento dos músculos do quadril. É interessante notar que a maioria dos protocolos prévios de reabilitação com foco nos músculos do quadril baseou-se em princípios de treinamento de força que poderiam solucionar adequadamente esses déficits identificados na 10RM (3). O único estudo identificado na revisão sistemática de Lack et al. (3) que utilizou o teste de repetição máxima (1RM) para orientar a progressão das cargas dos exercícios do quadril, também relatou grandes melhorias na dor, função subjetiva e função objetiva a longo prazo (12 meses) de pessoas com DPF (38). Dessa forma, sugerimos que o planejamento e execução desses protocolos podem ajudar a abordar as diferentes alterações em pessoas com DPF (39).

Em um estudo prévio, encontramos déficits na potência dos músculos do quadril em mulheres com DPF usando testes isométricos (22). Os resultados do presente estudo fornecem uma visão mais aprofundada dos potenciais déficits de potência muscular no quadril em pessoas com DPF, com achados que indicam déficits de potência de 24-31% durante avaliação dinâmica. Essas alterações na potência dos músculos do quadril podem ser menores em tarefas dinâmicas comparadas às tarefas isométricas (33-55%) (22), mas ainda parecem ser maiores que os déficits na força isométrica (15-18%) e na força dinâmica (21-25%) encontrados no presente estudo. Há uma escassez de protocolos de reabilitação que abordem a potência dos músculos do quadril em pessoas com DPF, com apenas um estudo publicado anteriormente incluindo tais exercícios (3,40). Portanto, novas pesquisas devem explorar os potenciais benefícios da prescrição de exercícios para abordar os grandes déficits identificados na potência dos músculos do quadril.

A potência medida dinamicamente neste estudo também pode ser mais relevante para atividades funcionais dinâmicas que requerem força muscular submáxima, como subida de escadas e corrida, quando comparadas à potência medida durante uma contração isométrica, que normalmente são medidas por um período maior – cerca de cinco segundos. Por

exemplo, o tempo de contato com o solo durante cada passo na corrida é de aproximadamente 250 ms (41), sendo que é durante esse período que ocorrem as fases de absorção de carga e propulsão. A abdução e a extensão dinâmica do quadril, juntamente com a avaliação da potência de agachamento, utilizadas neste estudo podem fornecer uma melhor visão da capacidade geral do indivíduo, comparada a uma avaliação de potência durante contrações isométricas. Pesquisas futuras são necessárias para determinar como os déficits de potência dos músculos do quadril podem se relacionar com a função dinâmica em pessoas com DPF.

Neste estudo, não foram encontradas diferenças entre os grupos quanto à resistência dos músculos do quadril e tronco. No quadril, esse achado é consistente com o estudo de McMoreland et al. (23) que também não encontrou diferença na resistência de abdutores e rotadores mediais e laterais do quadril entre mulheres com e sem DPF utilizando dinamometria isocinética. No entanto, nossos achados diferem de Souza e Powers (18), que relataram que mulheres com PFP têm menor resistência para extensores de quadril em comparação com controles saudáveis medidas por meio de dinamometria isocinética. Van Cant et al. (24) também relataram que mulheres com DPF têm menor resistência isométrica de abdutores do quadril e extensores do tronco. As razões para achados inconsistentes entre os estudos não são claras, mas podem refletir uma menor sensibilidade para detectar diferenças entre grupos ao usar avaliações clínicas, como no nosso estudo, em comparação com a avaliação usando dinamometria isocinética. Além disso, as inconsistências também podem destacar a natureza multifatorial da DPF e a potencial existência de subgrupos de pessoas com DPF que possuem e não possuem déficits de resistência muscular do quadril. Independentemente disso, quando se considera achados conflitantes entre nossa pesquisa e estudos prévios ao avaliar a resistência muscular do quadril na DPF (18,23,24), combinada com evidências conflitantes de que a resistência muscular do tronco é importante para lesões nas extremidades inferiores relatadas em uma revisão sistemática recente (42), a importância

da resistência dos músculos do quadril em comparação com a força e a potência na DPF pode ser questionada.

Considerações Clínicas e de Pesquisa

Nossos achados indicam que os déficits na força isométrica e dinâmica, bem como na potência dos músculos do quadril em pessoas com DPF podem ser identificados usando testes clinicamente aplicáveis. Todos os instrumentos e procedimentos utilizados são viáveis para clínicos, considerando que os dispositivos usados custam muito menos em comparação com as abordagens padrão ouro frequentemente usadas na pesquisa para avaliar a força e a potência (dinamômetro isocinético). Os dispositivos custam aproximadamente US\$ 1.000,00 (HHD), US\$ 2.500,00 (transdutor de posição linear) e US\$ 3.000,00 (equipamento com cabos para academias de ginástica); enquanto um dinamômetro isocinético custa aproximadamente US\$ 70.000,00. Pesquisas futuras são necessárias para determinar a utilidade das avaliações da função dos músculos do quadril em termos de melhora funcional para orientar a prescrição e progressão de exercício em pessoas com DPF.

Melhoras em curto e moderado prazo na dor e função foram relatadas após programas de reabilitação para pessoas com DPF direcionados ao quadril. No entanto, as melhorias tendem a não ser sustentadas a longo prazo (3), um estudo recente indica que mais de 50% das pessoas com DPF provavelmente reportarão desfechos desfavoráveis 5-8 anos após a entrada em um ensaio clínico (43). Existem múltiplos fatores físicos e não físicos que podem influenciar os pobres resultados em longo prazo, e uma discussão aprofundada sobre isto está além do escopo deste estudo. No entanto, um fator pode ser a inadequada prescrição de exercícios para abordar todos os déficits na função dos músculos do quadril, incluindo força isométrica, força dinâmica e potência identificados neste estudo. A recente revisão sistemática de Lack et al. relatou que apenas três dos 14 estudos incorporaram um protocolo

de treinamento de força propriamente dito para obter ganhos de força, quando avaliados de acordo com as recomendações da sociedade americana de medicina esportiva (3,19). Isso foi observado apesar de 13 dos 14 estudos incluídos declararem o termo "força" em seus títulos. Apenas um desses estudos prescreveu exercícios que incluiu exercícios de potência muscular, o que chama atenção considerando que nossos achados indicam que os maiores déficits existentes são neste parâmetro da função muscular entre pessoas com DPF. Assim, pesquisas futuras devem ser realizadas para investigar se programas de treinamento progressivo direcionados à força e potência dos músculos do quadril podem melhorar os resultados clínicos, particularmente a longo prazo.

Limitações

O transdutor de posição linear não é o dispositivo clínico mais utilizado para medir a potência muscular e provavelmente poucos clínicos tenham acesso a esse equipamento atualmente. No entanto, as medidas desse dispositivo estão altamente correlacionadas com as medidas de outros dispositivos padrões para medida da potência (44,45) e seu baixo custo em comparação com equipamentos isocinéticos tornam possível a compra e incorporação na prática clínica.

Nossos achados também se limitam a uma população mista em termos de sexo com idade entre 18 e 50 anos. É possível que fatores, incluindo sexo e idade, possam influenciar os resultados relacionados à força e potência dos músculos do quadril encontrados neste estudo. Como exemplo, previamente foi relatado maiores déficits de força muscular isométrica no quadril em mulheres quando comparado a homens (1). Além disso, a ausência de déficit na força dos músculos do quadril e do joelho foi encontrada em adolescentes com DPF (46), enquanto a força muscular e a potência diminuem com a idade (47,48). Nosso

estudo não possui um tamanho amostral para permitir uma análise de subgrupo para explorar essas potenciais diferenças e nós encorajamos pesquisas futuras para esse fim.

Outra possível limitação é que o tamanho da amostra neste estudo talvez não tenha proporcionado o poder adequado para detectar déficits na resistência muscular. No entanto, a tendência estatística verificada na comparação quanto à resistência dos abdutores do quadril foi associada a uma diferença muito pequena entre os grupos (8%), sugerindo que, se houvesse um déficit, esse poderia não ser clinicamente significativo.

CONCLUSÃO

Os achados do presente estudo indicam que pessoas com DPF têm déficits em força isométrica e dinâmica, além de déficits na potência dos músculos do quadril. Além disso, esses déficits podem ser avaliados em um cenário clínico usando equipamentos relativamente baratos. Considerando a escassez de estudos anteriores que avaliaram os benefícios de abordar ou melhorar a força dinâmica e a potência dos músculos do quadril quanto aos resultados clínicos em pessoas com DPF, são incentivadas pesquisas adicionais nessa área.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer a Fundação de Pesquisa de São Paulo - FAPESP (processo 2015/01704-7 e 2016/09438-7).

REFERÊNCIAS DO ESTUDO IV

1. Rathleff MS, Rathleff CR, Crossley KM, Barton CJ. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 2014; 48:1088.
2. Barton CJ, Lack S, Malliaras P, Morrissey D. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med* 2013; 47(4):207–214.
3. Lack S, Barton C, Sohan O, Crossley K, Morrissey D. Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med* 2015; 49(21):1365–1376.
4. van der Heijden RA, Lankhorst NE, van Linschoten R, Bierma-Zeinstra SMA, van Middelkoop M. Exercise for treating patellofemoral pain syndrome. *Cochrane Database Syst Rev*. 2015; 1:CD010387.
5. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture* 2009; 30:405–416.
6. Neal BS, Barton CJ, Gallie R, O'Halloran P, Morrissey D. Runners with patellofemoral pain have altered biomechanics which targeted interventions can modify: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture* 2016; 45:69–82.
7. Noehren B, Hamill J, Davis I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2013; 45(6):1120–1124.
8. de Oliveira Silva D, Barton CJ, Pazzinatto MF, Briani RV, de Azevedo FM. Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics. *Clin Biomech* 2016; 35:56–61.
9. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33(11):639–646.
10. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40(2):42–51.
11. Souza RB, Draper CE, Fredericson M, Powers CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40(5):277–285.
12. Herbst KA, Barber Foss KD, Fader L, Hewett TE, Witvrouw E, Stanfield D, et al. Hip strength is greater in athletes who subsequently develop patellofemoral pain. *Am J Sports Med*. 2015; 43(11):2747–2752.
13. Finnoff JT, Hall MM, Kyle K, Krause DA, Lai J, Smith J. Hip strength and knee pain in high school runners: a prospective study. *PM R* 2011; 3(9):792–801.
14. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med* 2009; 37(11):2108–2116.
15. Boling MC, Padua DA, Alexander Creighton R. Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *J Athl Train* 2009; 44(1):7–13.
16. Nakagawa TH, Moriya ETU, Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and

females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012; 42(6):491–501.

17. Baldon R de M, Nakagawa TH, Muniz TB, Amorim CF, Maciel CD, Serrão FV. Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Athl Train* 2009; 44(5):490–496.

18. Souza RB, Powers CM. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *Am J Sports Med* 2009; 37(3):579–587.

19. American College of Sports Medicine. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41(3):687–708.

20. American College of Sports Medicine, Whaley MH, Brubaker PH, Otto RM, Armstrong LE. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.

21. Di Fabio R. One repetition maximum for older persons: Is it safe? *J Orthop Sports Phys Ther* 2001; 31(1):2–3.

22. Nunes GS, Barton CJ, Serrão FV. Hip rate of force development and strength are impaired in females with patellofemoral pain without signs of altered gluteus medius and maximus morphology. *J Sci Med Sport* 2018; 21(2):123–128.

23. McMoreland A, O'Sullivan K, Sainsbury D, Clifford A, McCreesh K. No deficit in hip isometric strength or concentric endurance in young females with mild patellofemoral pain. *Isokinet Exerc Sci* 2011; 19(2):117–125.

24. Van Cant J, Pitance L, Feipel V. Hip abductor, trunk extensor and ankle plantar flexor endurance in females with and without patellofemoral pain. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2017; 30(2):299–307.

25. Craig CL, Marshall AL, Sjöström M, Bauman AE, Booth ML, Ainsworth BE, et al. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 35(8):1381–1395.

26. Kujala UM, Jaakkola LH, Koskinen SK, Taimela S, Hurme M, Nelimarkka O. Scoring of patellofemoral disorders. *Arthrosc* 1993; 9(2):159–163.

27. Bazett-Jones DM, Cobb SC, Huddleston WE, O'Connor KM, Armstrong BSR, Earl-Boehm JE. Effect of patellofemoral pain on strength and mechanics after an exhaustive run. *Med Sci Sports Exerc* 2013; 45(7):1331–1339.

28. Scattoni Silva R, Nakagawa TH, Ferreira ALG, Garcia LC, Santos JEM, Serrão FV. Lower limb strength and flexibility in athletes with and without patellar tendinopathy. *Phys Ther Sport* 2016; 20:19–25.

29. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33(11):671–676.

30. Maddigan ME, Button DC, Behm DG. Lower-limb and trunk muscle activation with back squats and weighted sled apparatus. *J Strength Cond Res* 2014; 28(12):3346–3353.

31. Van Cant J, Dumont G, Pitance L, Demoulin C, Feipel V. Test-retest reliability of two clinical tests for the assessment of hip abductor endurance in healthy females. *Int J Sports Phys Ther* 2016; 11(1):24–33.

32. McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(8):941–944.

33. Banyard HG, Nosaka K, Sato K, Haff GG. Validity of various methods for determining velocity, force and power in the back squat. *Int J Sports Physiol Perform* 2017; 1–25.
34. Granados C, Izquierdo M, Ibáñez J, Ruesta M, Gorostiaga EM. Are there any differences in physical fitness and throwing velocity between national and international elite female handball players? *J Strength Cond Res* 2013; 27(3):723–732.
35. Perneger TV. What's wrong with Bonferroni adjustments. *BMJ* 1998; 316:1236–1238.
36. Bland JM, Altman DG. Transformations, means, and confidence intervals. *BMJ* 1996; 312(7038):1079.
37. Sullivan GM, Feinn R. Using effect size—or why the p value is not enough. *J Grad Med Educ* 2012; 4(3):279–282.
38. Fukuda TY, Melo WP, Zaffalon BM, Rossetto FM, Magalhães E, Bryk FF, et al. Hip posterolateral musculature strengthening in sedentary women with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial with 1-year follow-up. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012; 42(10):823–830.
39. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SMA, van Middelkoop M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med* 2013; 47:193–206.
40. Tyler TF, Nicholas SJ, Mullaney MJ, McHugh MP. The role of hip muscle function in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Am J Sports Med* 2006; 34(4):630–636.
41. Handsaker JC, Forrester SE, Folland JP, Black MI, Allen SJ. A kinematic algorithm to identify gait events during running at different speeds and with different footstrike types. *J Biomech*. 2016; 49(16):4128–4133.
42. De Blaiser C, Roosen P, Willems T, Danneels L, Bossche LV, De Ridder R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Phys Ther Sport* 2017 [in press].
43. Lankhorst NE, van Middelkoop M, Crossley KM, Bierma-Zeinstra SMA, Oei EHG, Vicenzino B, et al. Factors that predict a poor outcome 5-8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med* 2016; 50(14):881–886.
44. Lambert C, Beck BR, Weeks BK. Concurrent validity and reliability of a linear positional transducer and an accelerometer to measure punch characteristics. *J Strength Cond Res* 2017 [in press].
45. Crewther BT, Kilduff LP, Cunningham DJ, Cook C, Owen N, Yang G-Z. Validating two systems for estimating force and power. *Int J Sports Med* 2011; 32(4):254–258.
46. Rathleff CR, Baird WN, Olesen JL, Roos EM, Rasmussen S, Rathleff MS. Hip and knee strength is not affected in 12-16 year old adolescents with patellofemoral pain—a cross-sectional population-based study. *PloS One* 2013; 8(11):e79153.
47. Metter EJ, Conwit R, Tobin J, Fozard JL. Age-associated loss of power and strength in the upper extremities in women and men. *J Gerontol* 1997; 52(5):B267-276.
48. Cheng S-J, Yang Y-R, Cheng F-Y, Chen I-H, Wang R-Y. The changes of muscle strength and functional activities during aging in male and female populations. *Int J Gerontol* 2014; 8(4):197–202.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Baseado nos resultados dos estudos apresentados é possível constatar que mulheres com DPF:

- Apresentam déficits em força, potência e taxa de desenvolvimento de força de abdutores e extensores do quadril e extensores de joelho;
- Não possuem alterações na morfologia da musculatura glútea;
- Geram maior impacto durante aterrissagens;
- E apresentam menor amplitude de movimento de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital durante aterrissagens comparadas a mulheres assintomáticas.

Também se pode concluir que pessoas com DPF têm déficits na força isométrica e dinâmica, assim como na potência dos músculos do quadril, sendo que esses déficits podem ser identificados clinicamente.

Além disso, foi verificado uma grande inconsistência na literatura quanto aos métodos para o cálculo do estresse paatelofemoral.

Com isso, os resultados dos estudos apresentados mostram que a função dos músculos atuantes no quadril está alterada, com consideráveis déficits relacionados à potência muscular. Assim, durante o tratamento de pessoas com DPF, intervenções com foco no fortalecimento e melhora da potência dos músculos do quadril devem ser considerados. Tais intervenções também podem ser aplicadas para extensores do joelho. Outra medida que pode ser importante no tratamento de pessoas com DPF são intervenções que visem à diminuição do impacto durante atividades.



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Science and Medicine in Sport

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jsams

Original research

Hip rate of force development and strength are impaired in females with patellofemoral pain without signs of altered gluteus medius and maximus morphology



Guilherme S. Nunes^{a,b,*}, Christian John Barton^b, Fábio Viadanna Serrão^a

^a Department of Physiotherapy, São Carlos Federal University, Brazil

^b Sport and Exercise Medicine Research Centre, School of Allied Health, La Trobe University, Australia

ARTICLE INFO

Article history:

Received 16 November 2016

Received in revised form 26 March 2017

Accepted 15 May 2017

Available online 24 May 2017

Keywords:

Knee

Muscle strength dynamometer

Muscular atrophy

Muscle power

ABSTRACT

Objectives: To compare rate of force development (RFD) and isometric muscle strength of the hip abductors and extensors; and the thickness and the amount of non-contractile tissue of the gluteus medius and maximus between females with and without patellofemoral pain (PFP).

Design: Cross-sectional study.

Methods: Fifty-four physically active females (27 with PFP and 27 healthy individuals) were studied. Hip muscle isometric strength and RFD was evaluated using isokinetic dynamometry. RFD was measured until 30%, 60%, and 90% of the maximal isometric torque (MIT). Hip muscle morphology was evaluated using ultrasonography.

Results: The PFP group possessed slower RFD compared to the control group by 33% for hip abductors until 90%MIT (-0.23 /ms, 95%CI -0.44 to -0.02 , ES = 0.59); by 51% for hip extensors until 30%MIT (-0.42 /ms, 95%CI -0.66 to -0.18 , ES = 0.97); and by 55% for hip extensors until 60%MIT (-0.36 /ms, 95%CI -0.60 to -0.12 , ES = 0.81). The PFP group possessed reduced isometric torque compared to the control group by 10% for hip abduction (-16.0 Nm/kg \times 100, 95% CI -30.2 to -1.9 , ES = 0.61) and by 15% for hip extension (-30.1 Nm/kg \times 100, 95%CI -51.4 to -8.9 , ES = 0.76). No significant between group differences for the thickness and the amount of non-contractile tissue of the gluteus medius and maximus were identified.

Conclusions: Females with PFP have deficits in isometric strength and RFD in hip abduction and extension. RFD deficits are greater than strength deficits which may highlight their potential importance. Hip muscle strength and RFD deficits do not appear to be explained by muscle thickness or proportion of non-contractile tissue of the gluteal musculature as measured by ultrasound.

© 2017 Sports Medicine Australia. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

journal homepage: www.elsevier.com/locate/gaitpost



Review

Methods to assess patellofemoral joint stress: A systematic review

Guilherme S. Nunes^{a,*}, Rodrigo Scattone Silva^b, Ana Flávia dos Santos^a, Ricardo A.S. Fernandes^c, Fábio Viadanna Serrão^a, Marcos de Noronha^d



^a Department of Physiotherapy, Federal University of São Carlos, São Carlos, Brazil

^b Faculty of Health Sciences of Trairi, Federal University of Rio Grande do Norte, Santa Cruz, Brazil

^c Department of Electrical Engineering, Federal University of São Carlos, São Carlos, Brazil

^d Department of Community and Allied Health, La Trobe University, Bendigo, VIC, Australia

ARTICLE INFO

Keywords:

Knee
Patella
Running
Walking
Squat
Inverse dynamics

ABSTRACT

Changes in patellofemoral joint (PFJ) stress are related to the development and course of PFJ dysfunctions. Different methods for PFJ stress calculation have been used, making the comparison of PFJ stress values across different studies difficult. The purpose of this study was to systematically review the methods for PFJ stress calculation and highlight the differences among the methods. A systematic literature search was conducted in Medline, Embase, CINAHL, SPORTDiscus and Web of Science databases. Included studies examined PFJ stress in subjects with or without musculoskeletal conditions. Of 12,670 identified studies, 53 were included, with a total of 1134 subjects evaluated. The main differences among the methods to calculate PFJ stress were: i) method to calculate PFJ contact area; ii) method to calculate a constant (coefficient k) that defines the relation between quadriceps force and PFJ reaction force; iii) the inclusion of adjustments for sagittal plane forces. Considerable variability in PFJ stress results was observed. The greatest PFJ stress value was 55.03 MPa during a dance jump and the lowest value was 1.9 MPa during walking at the speed of 1.4 m/s. Most studies applied methods which use data from previous studies. However, methods which use data from their own participants for most parts of the calculation might be preferred to minimize potential errors. When direct measures are not possible, a standard method could be applied to facilitate comparisons among studies.

ANEXO III

TABELA. Filtros aplicados ao Medline (via Ovid)

1. Patellofemoral Joint/
 2. Patella/
 3. Femur/
 4. Knee/
 5. Knee Injuries/
 6. patellofemoral.tw.
 7. or/1-6
 8. Stress, Mechanical/
 9. Stress, Physiological/
 10. stress.tw.
 11. (contact\$ adj2 (area or press\$)).mp.
 12. ((react\$ or compress\$) adj2 forc\$).mp.
 13. or/8-12
 14. Models, Theoretical/
 15. Biomechanical Phenomena/
 16. model.tw.
 17. lever arm.tw.
 18. moment\$.tw.
 19. or/14-18
 20. 7 and 13 and 19
 21. limit 20 to human
-

ANEXO IV

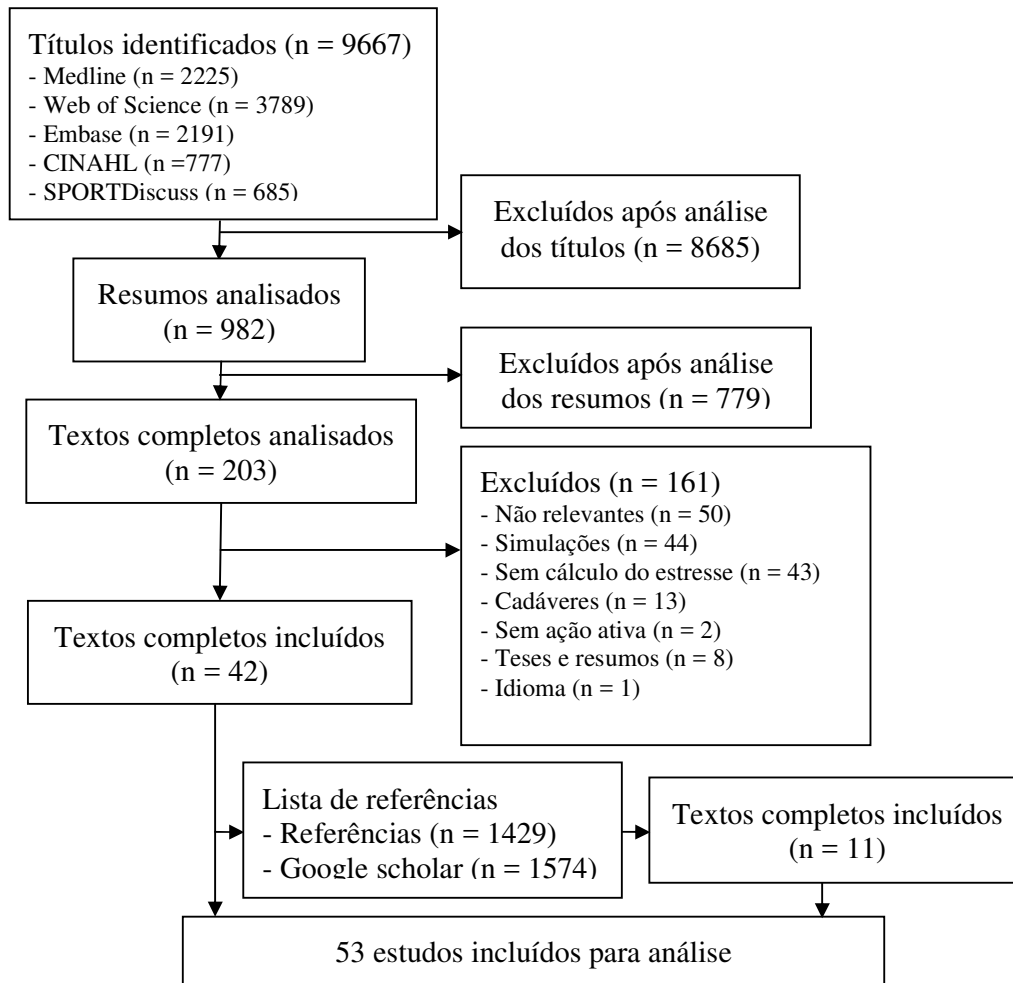


FIGURA. Diagrama de fluxo

TABLE. Characteristics of the included studies.

Study	Aim regarding PFJ stress	Participants Characteristics	Evaluated Activity
Running			
Roper et al. (40)	To verify the effect of two weeks gait retraining by modifying foot landing strike (rearfoot to forefoot strike patterns)	16 runners with PFP: EG: 3 males, 5 females, 21.5 ± 1.8 years CG: 2 males, 6 females, 24.6 ± 5.6 years	10 successful trials along a 15m runway with a rearfoot strike pattern (forefoot striking for the EG after the training protocol).
Wirtz et al. (41)	To compare females with and without PFP during running	20 female runners with PFP (21.3 ± 2.6 years) 20 healthy female runners (21.6 ± 4.4 years)	Five running trials along a 20m runway.
Willson et al. (42)	To verify the influence of step length in subjects with and without PFP during running	10 female runners with PFP (20.8 ± 3.7 years) 13 healthy female runners (21.0 ± 2.3 years)	Five running trials along a 23m runway with preferred step length, increasing 10% and decreasing 10% from preferred step length.
Willy et al. (43)	To verify the influence of Achilles tendon rupture and compare treatment methods	17 subjects treated surgically (14 males, 48.6 ± 9.5 years) 17 subjects treated nonsurgically (17 males, 47.9 ± 12.4 years)	Five running trials and five walking trials along a 10m runway, and 25 repetitive single-legged hops.
Kulmala et al. (13)	To compare runners with natural forefoot and natural rearfoot strike patterns	19 forefoot female runners (18.6 ± 5.0 years) 19 rearfoot female runners (17.5 ± 3.6 years)	Five successful ground contacts of the left leg during running trials along a 15m runway.
Willson et al. (44)	To compare males and females after an exhaustive run	18 healthy females (22.9 years) 17 healthy males (22.4 years)	20s running on treadmill after the 1 st minute of running and after the participants reported exhaustion.
Sinclair et al. (45)	To verify the influence of using a knee brace during two weeks in people with PFP	20 recreational athletes with PFP (11 males, 9 females)	Five repetitions of running trials, 45° sideways cut movements, and maximal forward hop.
Vannatta and Kernozek (14)	To verify the effect of changing foot strike pattern during running	17 healthy female runners (22.8 ± 3.2 years)	10 running trials along a 20m runway in rearfoot and forefoot strike conditions.

Sinclair and Selfe (25)	To compare knee loading between male and female runners	15 healthy male recreational runners (28.8 ± 4.3 years) 15 healthy female recreational runners (27.7 ± 7.5 years)	10 running trials along a 22m runway.
Almonroeder and Benson (46)	To compare lower extremity mechanics between male and female runners	18 healthy females (23.7 ± 6.0 years) 14 healthy males (25.0 ± 5.6 years)	10 running trials along a 15m runway.
Willy et al. (47)	To compare running on a treadmill and overground	18 healthy recreational runners (9 females, 23.6 ± 3.5 years)	10s running on treadmill and five successful running trials along a 25m runway.
Herrington et al. (48)	To compare subjects with ACLR and control subjects	34 subjects with ACLR (24 males, 21.8 ± 3.9 years) 34 healthy controls (24 males, 22.1 ± 3.6 years)	Five running trials along a 25m runway.
Sinclair et al. (49)	To compare the cross-trainer and running shoes in relation to conventional military boots	12 healthy male recreational runners (26.3 ± 5.9 years)	5 running trials along 22m runway in each footwear condition.
Willson et al. (33)	To verify the influence of step length and foot strike pattern during running	20 healthy runners (10 males, 22.6 years) (10 females, 22.6 years)	15s running on treadmill with six combinations: preferred step length, increasing 10% and decreasing 10% from preferred step length with rearfoot and forefoot strike patterns.
Almonroeder et al. (50)	To verify the effect of a foot orthosis with 5° of medial rearfoot wedging	18 healthy female runners (23.7 ± 6.0 years)	10 running trials along a 15m runway in each condition: with and without foot orthosis.
Bonacci et al. (18)	To compare running barefoot and shod	22 healthy and highly trained runners (14 males, 29.2 ± 6.0 years)	10 running trials along a 20m runway in each condition.
Teng and Powers (51)	To verify the influence of sagittal trunk posture during running	24 healthy recreational runners (12 males: 28.1 ± 7.2 years) (12 females: 26.5 ± 6.4 years)	Five running trials along a 14m runway in self-selected, flexed and extended trunk posture.
Kernozek et al. (16)	To compare two methods to estimate knee joint moment	11 healthy females (22.0 ± 1.8 years)	10 running trials along a 20m runway and five squats.
Sinclair et al. (52)	To compare netball specific and minimalist footwear during running and cut maneuver	15 healthy female netballers (21.3 ± 1.1 years)	Five trials of running and cut movement in each footwear condition.
Sinclair (53)	To compare different kinds of footwear during running	10 healthy males (23.6 ± 2.0 years)	Five running trials along a 22m runway in each footwear condition.

Sinclair et al. (54)	To verify the effect of cooled footwear during running	10 healthy female runners (21.6 ± 2.6 years)	Five running trials in each condition: using a chilled footwear and footwear in normal temperature.
Sinclair et al. (55)	To verify the effect of foot orthosis during running	15 healthy male recreational runners (25.8 ± 5.2 years)	Five running trials in each condition: with and without foot orthosis.
Sinclair (56)	To verify the effect of running in barefoot and barefoot inspired footwear	30 healthy male recreational runners (26.2 ± 5.5 years)	10 running trials along a 22m runway in each footwear condition.
Sinclair et al. (57)	To compare the influence of different shoes during running	20 male runners (24.2 ± 3.1 years)	Five running trials in each shoe condition: conventional, minimalist and maximalist footwears.
Sinclair et al. (58)	To verify the effect of cross-fit specific footwear during running	12 male cross-fit athletes (27.6 ± 7.1 years)	Five running trials along a 22m runway in each footwear condition.
<i>Walking</i>			
Teng et al. (17)	To compare subjects with and without PFJ OA during walking	35 subjects with PFJ OA (29 females, 53.7 ± 10.0 years) 35 healthy controls (21 females, 51.4 ± 9.4 years)	Five walking trials in free and fast speed.
Ward and Powers (23)	To compare subjects with patella alta and pain-free controls during walking	22 females, 2males 13 subjects with patella alta (25.0 ± 3.5 years) 11 pain-free controls (28.4 ± 4.3 years)	Three walking trials along a 10m walkway in normal and fast speed.
Brechter and Powers (6)	To compare people with and without PFP during walking	10 subjects with PFP (5 females, 37.1 ± 10.4 years) 10 healthy controls (5 females, 32.0 ± 7.1 years)	Three walking trials along a 10m walkway in free and fast speed.
Powers et al. (59)	To verify the effect of a knee brace during walking	15 females with PFP (29.9 ± 8.0 years)	Three trials along a 10m walkway of free and fast walking with and without the brace.
Ho et al. (60)	To verify the effect of heel height during walking	11 healthy females (25.0 ± 3.1 years)	Three trials along a 10m walkway in each shoe condition: low, medium and high heel.
<i>Weight bearing activities</i>			
Whyte et al. (19)	To compare subjects with and without reduced hamstring length during squatting	8 subjects with reduced hamstring length (26.3 ± 1.6 years)	Three squats.

8 subjects without reduced hamstring length (25.3 ± 1.9 years)			
Steinkamp et al. (8)	To compare the leg press and leg extension exercises	20 healthy subjects (10 females, 18 to 45 years)	Three trials with load on 45° leg press and leg extension exercise.
Sinclair and Bottoms (61)	To verify the difference between genders during a fencing lunge	16 healthy épée fencers (8 males: 29.2 ± 4.3 years) (8 females: 23.0 ± 5.6 years)	10 fencing lunges
Sinclair et al. (62)	To verify the influence of different shoes during a squash lunge	12 male squash players (21.6 ± 2.3 years)	Five squash lunges in each footwear condition: running shoes, minimalist shoes and squash specific shoes.
Kernozek et al. (63)	To compare two squat techniques	25 healthy females (23.69 ± 0.74 years)	Five consecutive squats in each condition: keeping the knees before the toes and allowing the knees to go past the toes
Powers et al. (64)	To verify the effect of a knee brace during stair ambulation	15 females with PFP (29.9 ± 8.0 years)	Three trials for each, ascending and descending stairs, with and without the brace.
Carpenter et al. (65)	To compare healthy volunteers and patients with TKA	9 subjects with TKA (2 females, 48 to 70 years) 13 healthy subjects (4 females, 22 to 72 years)	Analysis of weight-bearing condition.
Sinclair et al. (66)	To verify the influence of different loads during squatting	25 healthy males, with experienced in squatting (25.4 ± 4.6 years)	Five squats in each load condition: 40, 50, 60, and 70% of one repetition maximum.
Brechter and Powers (26)	To compare people with and without PFP during stair ascent and descent	10 subjects with PFP (5 females, 37.1 ± 10.4 years) 10 healthy controls (5 females, 32.0 ± 7.1 years)	Two trials for each condition, ascending and descending stairs.
Chinkulprasert et al. (67)	To quantify during different stepping exercises	20 healthy subjects (10 males: 24.1 ± 3.1 years) (10 females: 25.8 ± 4.7 years)	Three trials of five repetitions for each stepping exercise: forward step-up, lateral step-up and forward step-down.
Powers et al. (32)	To compare among weight-bearing and non-weight-bearing quadriceps exercises	10 physically active healthy subjects (5 males: 32.4 ± 4.7 years) (5 females: 25.0 ± 1.0 years)	Three trials of squat and non-weight bearing knee extension, with variable and constant resistance.
Sinclair et al. (68)	To verify the influence of front and back squat variations	35 healthy males, experienced in squatting (25.7 ± 4.6 years)	Five squats in each condition with a load of 70% of one repetition maximum.

Sinclair and Hobbs (69)	To examine the support limb during maximal kicks with the dominant and non-dominant limbs	20 healthy male soccer players (24.1 ± 1.1 years)	Five maximal instep kick trials with each lower limb.
Sinclair et al. (70)	To examine the influence of four different methods to define the hip joint center during squatting	15 healthy males, experienced in squatting (26.5 ± 6.2 years)	Five back squats with a load of 70% of one repetition maximum.
Salem and Powers (12)	To characterize PFJ stress during squats	5 healthy female athletes (19.0 ± 1.4 years)	Three squats at 70°, 90° and 110° knee flexion.
Escamilla et al. (71)	To compare short- and long-step forward lunges with and without a stride	18 healthy subjects (9 females, 29 ± 7 years)	Short- and long-step forward lunge with and without stride with a 12 repetition maximum load
Escamilla et al. (28)	To compare forward and side lunges with and without a stride	18 healthy subjects (9 females, 29 ± 7 years)	Forward and side lunges, with and without stride, with a 12 repetition maximum load
Escamilla et al. (15)	To compare the one-leg squat with two variations of the wall squat	18 healthy subjects (9 females, 29 ± 7 years)	Wall squat, with feet closer and further away from the wall, and one-leg squat, with a 12 repetition maximum load.
Wallace et al. (72)	To quantify PFJ stress during squats with and without external load	15 healthy subjects (9 females, 26 ± 5 years)	Three squats with external load (35% of body weight) and without.
Hofmann et al. (73)	To compare three forward lunge exercise variations	18 healthy subjects (13 males: 34 ± 13 years)	Six repetitions in each condition: 1) forward trunk and shank, 2) forward trunk and vertical shank, 3) vertical trunk and shank
Jumps			
Peng et al. (74)	To compare the effect of fatigue during a ballet movement in dancers with and without PFP	11 ballet female dancers with PFP (18.3 ± 0.5 years) 14 healthy female controls (18.2 ± 0.4 years)	Simple ground échappé in fatigue and non-fatigue conditions.
Simpson et al. (7)	To verify the effect of dance jump length	6 female dancers (20.0 ± 0.8 years)	10 travelling jumps at 30, 60 and 90% of maximum jump displacements.
Sinclair et al. (75)	To verify the effect of wearing minimalist footwear during depth jumping	10 males (22.4 ± 4.5 years)	Five depth jumps in each footwear condition.

PFJ: patellofemoral joint; PFP: patellofemoral pain; EG: experimental group; CG: control group; ACLR: anterior cruciate ligament reconstruction; TKA: total knee arthroplasty; EMG: electromyographic; PFJ OA: patellofemoral joint osteoarthritis.

TABLE. Methodological quality of the included studies.

	1. Study objective report	2. PFJS measurement report	3. Study design report	4. Population source and sampling frame report	5. Eligibility criteria report	6. Participation rate report	7. Characteristics of study participants	8. Statistical methods report	9. Main findings report	10. Data variability of main findings report	11. Statistical parameters report	12. Sample size calculations report	13. Comparability between groups	14. Adequate participation rate	15. Recruitment period of groups report	16. Data of subject losses taken into account	17. Blinding of observers	18. Reliability report of main outcomes	19. Standardized measures report	20. Assessment period of groups report	21. Adjust for covariates (genders)	22. Report of data by subgroups	23. Generalizability of the study results to the eligible population	24. Generalizability of the study results to relevant populations	Total Quality Score (0 to 48)	Overall Quality Score (0 to 2)	QUALITY LEVEL
Roper et al. (40)	Y	Y	Y	P	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	U	Y	Y	N	N	Y	Y	39	1.63	H	
Wirtz et al. (41)	Y	Y	Y	P	Y	P	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	N	U	Y	Y	P	N	Y	Y	35	1.46	H	
Willson et al. (42)	Y	Y	Y	P	Y	P	Y	Y	Y	Y	Y	Y	P	Y	N	N	U	Y	Y	P	N	P	P	34	1.42	H	
Teng et al. (17)	Y	Y	Y	P	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	N	U	Y	Y	Y	N	U	U	33	1.38	H
Willy et al. (43)	Y	Y	Y	P	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	P	N	U	Y	Y	N	N	U	U	32	1.33	H	
Kulmala et al. (13)	Y	Y	Y	Y	Y	P	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	N	U	Y	Y	P	N	N	N	30	1.25	H	
Willson et al. (44)	Y	P	Y	N	Y	N	Y	P	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	N	U	Y	Y	Y	Y	U	U	30	1.25	H	
Sinclair et al. (45)	Y	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	N	U	Y	Y	Y	Y	U	U	28	1.17	H	
Peng et al. (74)	Y	N	Y	P	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	P	N	U	U	28	1.17	H
Whyte et al. (19)	Y	Y	Y	P	Y	N	Y	Y	Y	Y	P	N	Y	N	Y	N	P	U	Y	Y	P	N	U	U	28	1.17	H
Steinkamp et al. (8)	Y	Y	Y	N	P	N	N	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	N	N	U	Y	Y	Y	Y	U	U	27	1.13	H
Ward and Powers (23)	Y	Y	Y	N	Y	N	P	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	N	U	Y	Y	N	N	U	U	27	1.13	H
Vannatta and Kernozeck (14)	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	-	N	-	P	N	U	-	-	P	N	U	U	22	1.10	H
Brechtler and Powers (6)	Y	Y	Y	P	Y	N	P	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	N	N	U	Y	Y	N	N	U	U	26	1.08	H
Sinclair and Selfe (25)	Y	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	N	N	U	Y	Y	Y	N	U	U	26	1.08	H
Sinclair and Bottoms (61)	Y	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	N	N	U	Y	Y	Y	N	U	U	26	1.08	H
Almonroeder and Benson (46)	Y	Y	Y	N	P	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	P	N	Y	N	N	U	Y	Y	Y	N	U	U	26	1.08	H
Willy et al. (47)	Y	Y	Y	P	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	21	1.05	H
Herrington et al. (48)	Y	Y	Y	P	P	N	Y	Y	Y	Y	P	N	Y	N	Y	N	N	U	Y	Y	N	N	U	U	25	1.04	H
Sinclair et al. (62)	Y	Y	Y	N	P	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	-	Y	-	-	P	N	U	U	19	1.00	L

Sinclair et al. (49)	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	P	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	20	1.00	L
Kernozek et al. (63)	Y	Y	Y	N	Y	N	P	Y	Y	Y	Y	Y	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	20	1.00	L
Willson et al. (33)	Y	Y	Y	N	Y	N	P	Y	Y	Y	Y	Y	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	19	0.95	L
Powers et al. (59)	Y	Y	Y	P	Y	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	19	0.95	L
Powers et al. (64)	Y	Y	Y	P	Y	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	19	0.95	L
Carpenter et al. (65)	Y	N	Y	P	P	N	N	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	N	N	P	P	Y	N	N	U	U	22	0.92	L
Sinclair et al. (66)	Y	Y	Y	N	P	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	18	0.90	L
Ho et al. (60)	Y	Y	Y	N	P	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	18	0.90	L
Almonroeder et al. (50)	Y	Y	Y	N	Y	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	18	0.90	L
Simpson et al. (7)	Y	Y	Y	P	P	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	18	0.90	L
Bonacci et al. (18)	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	18	0.90	L
Teng and Powers (51)	Y	Y	Y	N	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	18	0.90	L
Brechter and Powers (26)	Y	Y	Y	P	Y	N	P	P	P	N	P	N	Y	N	Y	N	N	U	Y	Y	N	N	U	U	21	0.88	L
Kernozek et al. (16)	Y	Y	Y	N	P	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	17	0.85	L
Chinkulprasert et al. (67)	Y	Y	Y	N	Y	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	17	0.85	L
Powers et al. (32)	Y	Y	Y	P	Y	N	P	Y	Y	Y	P	N	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	17	0.85	L
Sinclair et al. (68)	Y	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	17	0.85	L
Sinclair et al. (52)	Y	Y	Y	N	P	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	17	0.85	L
Sinclair (53)	Y	Y	Y	N	N	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	16	0.80	L
Sinclair et al. (54)	Y	Y	Y	N	N	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	16	0.80	L
Sinclair et al. (75)	Y	Y	Y	N	N	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	16	0.80	L
Sinclair and Hobbs (69)	Y	Y	Y	P	N	N	P	Y	Y	Y	P	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	16	0.80	L
Sinclair et al. (70)	Y	Y	Y	N	N	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	16	0.80	L
Salem and Powers (12)	Y	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	P	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	16	0.80	L
Sinclair et al. (55)	Y	Y	Y	N	N	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	16	0.80	L
Sinclair (56)	Y	Y	Y	N	N	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	16	0.80	L
Sinclair et al. (57)	Y	Y	Y	N	N	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	P	N	U	U	16	0.80	L
Sinclair et al. (58)	Y	Y	Y	N	P	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	16	0.80	L
Escamilla et al. (71)	Y	Y	Y	N	N	N	P	Y	Y	Y	Y	N	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	15	0.75	L
Escamilla et al. (28)	Y	Y	Y	N	P	N	P	Y	Y	Y	P	N	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	15	0.75	L
Escamilla et al. (15)	Y	Y	Y	N	P	N	P	Y	Y	Y	P	N	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	15	0.75	L
Wallace et al. (72)	Y	Y	Y	N	N	N	P	Y	Y	Y	N	N	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	13	0.65	L
Hofmann et al. (73)	Y	Y	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	P	N	-	N	-	N	N	U	-	-	N	N	U	U	13	0.65	L

Y: yes, clear report; N: no, not reported; P: partial; '-': not applicable (this score is not included in final scores); U: unable to determine; H: high; L: low; PFJS: patellofemoral joint stress.

TABLE. Complete methods to calculate patellofemoral joint stress.

Study	Methods to assess patellofemoral joint stress
<i>Running</i>	
Roper et al. (40)	<p>References to calculation: Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = using the nonlinear equation reported by van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} - Coefficient (k) = Similar to Kulmala et al. (13), equation based on the data from van Eijden et al. (76) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ - Joint reaction force (JRF_{pf}) (N) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = calculated according to Ho et al. (60) (which used the data from Powers et al. (30)) based on the data of Petersen et al. (77) (authors did not present formula) - Patellofemoral joint stress = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle.
Wirtz et al. (41)	<p>References to calculation: Salem and Powers (12)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = equation from Salem and Powers (12) based on data presented by van Eijden et al. (9) (authors did not present formula) - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Internal knee extension moment from inverse dynamics. - Coefficient (k): equation from Salem and Powers (12) based on data presented by van Eijden et al. (9) (authors did not present formula) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = female data linearly interpolated from Connolly et al. (29) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA
Wilson et al. (42)	<p>References to calculation: Salem and Powers (12)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = equation from Salem and Powers (12) based on data presented by van Eijden et al. (9) (authors did not present formula) - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff}

	<p>Internal knee extension moment from inverse dynamics (Nm)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Coefficient (k): equation from Salem and Powers (12) based on data presented by van Eijden et al. (9) (authors did not present formula) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = female data linearly interpolated from Connolly et al. (29) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA
Willy et al. (43)	<p>References to calculation: Willson et al. (33), Willy et al. (78) and Willy et al. (47)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Segmental inertial properties were used to estimate internal joint moments. - Hamstrings, quadriceps, and gastrocnemius muscle forces were calculate combining kinematics and kinetic data with estimated muscle-specific moment arms (79–86). Quadriceps force: subsequently adjusted to account for co-contraction of the hamstrings and gastrocnemius muscles (9,80,87). - Joint reaction force normalized by body weight (JRF_{pf}) = adjusted quadriceps force as a function of knee flexion angle (84). - Patellofemoral joint stress = quotient of JRF_{pf} and sex-specific patellofemoral contact area from Besier et al. (88) (authors did not present formula)
Kulmala et al. (13)	<p>References to calculation: Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Internal knee extension moment in Nm/kg - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (76) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = according to Ho et al. (60) by an equation fitted to the data from Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress = JRF_{pf} / CA x = knee flexion angle
Wilson et al. (44)	<p>References to calculation: DeVita and Hortobagyi (79); Willson et al. (33).</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sagittal plane hip, knee, and ankle joint angles; net moments; estimated muscle moment arms; and cross sectional areas, to derive hamstring, quadriceps, and gastrocnemius muscle forces. - Joint reaction force (JRF_{pf}) = quadriceps force adjusted for cocontraction of the knee flexors as a function of knee flexion angle (van

	<p>Eijden et al. (9)).</p> <ul style="list-style-type: none"> - Contact area (CA) = data linearly interpolated from Besier et al. (88) for males and females (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA
Sinclair et al. (45)	<p>References to calculation: Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg) - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Vannatta and Kernozek (14)	<ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps force (F_q): estimate by Human Body Model using kinematic and kinetic data = total quadriceps force by summing the muscle forces of the rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, and vastus intermedius muscles. - Coefficient (k): equation derived by Bretcher and Powers (6) as described by van Eijden et al. (76) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA): equation formulated from the data of Connolly et al. (29) as used previously by Williams et al. (89) $CA = 0.0781x^2 + 0.6763x + 151.75$ - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Sinclair and Selfe (25)	<p>References to calculation: Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg)

	<ul style="list-style-type: none"> - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) <ul style="list-style-type: none"> $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
	<hr/> <p>References to calculation: Brechter and Powers (6)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = using the nonlinear equation described by Brechter and Powers (6) <ul style="list-style-type: none"> $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment (Nm) / L_{eff} (m) <ul style="list-style-type: none"> Net knee extension moment obtained from Newton-Euler approach
Almonroeder and Benson (46)	<ul style="list-style-type: none"> - Coefficient (k) (9) <ul style="list-style-type: none"> $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ - Joint reaction force (JRF_{pf}) (N) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = equation previously used (14,16,41,42) based on data from Connolly et al. (29) <ul style="list-style-type: none"> $CA (mm^2) = 0.0781x^2 + 0.6763x + 151.75$ - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle.
Willy et al. (47)	<hr/> <p>References to calculation: DeVita and Hortobagyi (79); Willson et al. (33), Willy et al. (78)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Inverse dynamics approach to calculate hamstrings, quadriceps, gastrocnemius and soleus muscle forces (procedure to account for co-contraction from the hamstrings and gastrocnemius). <ul style="list-style-type: none"> Hamstring force: derived from the net hip extensor moment data based on the hamstrings and gluteus maximus cross-sectional areas and muscle moment arms at the hip as a function of hip flexion angle (81,86). Gastrocnemius force: Based on the physiological cross sectional area of gastrocnemius and the soleus, the Achilles tendon force was proportioned to them (86). The Achilles tendon was derived from the net plantarflexor moment and the Achilles tendon muscle moment arm (83,90). The hamstrings and gastrocnemius torques were calculated by their estimated muscle moment arms at the knee joint and summed with the internal knee extensor moment (80,82,83,85). <hr/>

	<p>Quadriceps force: quotient of the adjusted quadriceps moment and the quadriceps moment arm. (80,84).</p> <ul style="list-style-type: none"> - Joint reaction force (JRF_{pf}) = quadriceps force as a function of knee flexion angle (9). - Patellofemoral contact area (CA) = sex-specific from Besier et al. (88) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress was a quotient of JRF_{pf} and CA.
Herrington et al. (48)	<p>References to calculation: Ho et al. (91)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = using the nonlinear equation based on data presented by van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) (N) = knee extensor moment / L_{eff} Internal knee extension moment obtained from inverse dynamics - Coefficient (k): using the nonlinear equation based on data presented by van Eijden et al. (9) $k = (1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ - Joint reaction force (JRF_{pf}) (N) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = second-order polynomial curve fitted to the data from Besier et al. (92), Lee et al. (93), Powers (94) and Salsich and Perman (95) (authors did not present formula) - Patellofemoral joint stress = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle.
Sinclair et al. (49)	<p>References to calculation: Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg) - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = Equation fitted to the data from Powers et al (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle

Wilson et al. (33)	<p>References to calculation: Salem and Powers (12)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Knee flexor moment (authors did not present formula): based on the manner described by DeVita and Hortobagyi (79), using data of muscle cross-sectional areas, muscle moment arms, kinetic and kinematic analysis: <ul style="list-style-type: none"> Hamstring force: derived from the net hip extensor moment data based on the hamstrings and gluteus maximus cross-sectional areas (Ward et al., 2009 (86)) and muscle moment arms at the hip as a function of hip flexion angle (81). Gastrocnemius force: derived from the net ankle plantarflexor moment and the Achilles tendon muscle moment arm as a function of ankle plantarflexion angle (82,96). The force attributed to the gastrocnemius was determined by proportion of the physiological cross-sectional area of the gastrocnemius relative to the soleus muscle (86). The derived hamstrings and gastrocnemius forces were multiplied by their estimated muscle moment arms at the knee joint as a function of knee flexion angle (82)(85); and summed to provide the knee flexor moment. - Adjusted knee extensor moment = knee extensor moment from inverse dynamic added to knee flexor moment. - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = based on data of van Eijden et al. (9) (authors did not present formula). - Quadriceps force (F_q) = Adjusted knee extensor moment / L_{eff} - Joint reaction force (JRF_{pf}) = quadriceps force as a function of knee flexion angle (9). - Contact area (CA) = data linearly interpolated from Besier et al. (88) for males and females (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA
Almonroeder et al. (50)	<p>References to calculation: Brechter and Powers (6)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = provided by Salem and Powers (12) which was fit to the data from van Eijden et al (10) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} <ul style="list-style-type: none"> Internal knee extension moment obtained from Newton-Euler approach - Coefficient (k) = described by Brechter and Powers (6) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ - Joint reaction force (JRF_{pf}) (N) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = using data from Connolly et al. (29) $CA (mm^2) = 0.0781x^2 + 0.6763x + 151.75$ - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle.

Bonacci et al. (18)	<p>References to calculation: Bretcher and Powers (6); Ward and Powers (23).</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{\text{eff}} = 8.0\text{E-}05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = Knee extensor moment / L_{eff} Internal knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg) - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (10) $k = (-3.8\text{E-}05x^2 + 1.5\text{E-}03x + 0.462) / (-7.0\text{E-}07x^3 + 1.6\text{E-}04x^2 + 0.016x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.8\text{E-}05x^2 + 1.5\text{E-}03x + 0.462) / (-7.0\text{E-}07x^3 + 1.6\text{E-}04x^2 - 0.016x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area in mm^2 (CA) = Equation fitted to the data from Powers et al. (30) $\text{CA} = 2.0\text{E-}05x^4 - 0.0033x^3 + 0.1099x^2 + 3.5273x + 81.058$ - Patellofemoral joint stress = $\text{JRF}_{\text{pf}} / \text{CA}$ - x = knee flexion angle
Teng and Powers (51)	<p>References to calculation: Bretcher and Powers (6,26); Chinkulprasert et al. (67); Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Knee flexor moment: estimate by SIMM software using a Hill-based model based on lower limb kinematics, velocity of muscle contraction, and flexor muscle EMG. EMG signals were recorded from the knee flexor muscles (medial and lateral hamstrings and gastrocnemius) and normalized by maximal voluntary isometric contraction. - Adjusted knee extensor moment = knee extensor moment from inverse dynamics added to knee flexor moment. - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = Equation fitted to the data of van Eijden et al. (9) (authors did not present formula). - Quadriceps force (F_q) = Adjusted knee extensor moment / L_{eff} - Coefficient (k) = reported by van Eijden et al. (10) (authors did not present formula). - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = equation fitted to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = $\text{JRF}_{\text{pf}} / \text{CA}$
Kernozek et al. (16)	<ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps muscles moment arm (in meters) from human body model (97): <ul style="list-style-type: none"> - Rectus femoris = $0.0519235 - 0.0064865x$ - Vastus medialis obliquos = $0.0021733x^3 + 0.0089959x^2 + 0.0059805x + 0.0434523$ - Vastus intermedius = $0.0022705x^3 + 0.0097213x^2 + 0.0066606x + 0.044273$ - Vastus lateralis = $0.0033264x^3 + 0.0145048x^2 + 0.0138364x + 0.0401728$ x = knee flexion angle (in radians).

-
- Quadriceps force (F_q) was calculated in two ways:
 - F_{q1} = knee extensor moment from inverse dynamics / the average of the four quadriceps-element moment arms
 - F_{q2} = sum of the rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, and vastus intermedius muscles minimizing a static cost function
 - (97)
 - Coefficient (k): from Bretcher and Powers (26)
 - $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$
 - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_{q1} * k$; and $F_{q2} * k$
 - Contact area (CA):
 - For running, equation fitted to the data from Connolly et al. (29):
 - $CA = 0.0781x^2 + 0.6763x + 151.75$
 - For squatting, equation fitted to the data from Powers et al. (30) and from Connolly et al. (29):
 - $CA = -0.0001x^3 - 0.0082x^2 + 3.5071x + 73.81$
 - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA
-

References to calculation: Ward and Powers (23); Ho et al. (60)

- Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)
 - $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$
 - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff}
 - Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg)
 - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)
 - $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error)
 - $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors)
 - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$
 - Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula).
 - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA
 - x = knee flexion angle
-

References to calculation: Ward and Powers (23); Ho et al. (60)

- Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)
 - $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$
 - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff}
-

Knee extension moment from inverse dynamics

- Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (with typographical error)}$$

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (correction according to authors)}$$

- Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$

- Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula).

- Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA

- x = knee flexion angle
-

References to calculation: Ho et al. (60)

- Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$$

- Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff}

Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg)

- Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (with typographical error)}$$

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (correction according to authors)}$$

- Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$

- Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula).

- Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA

- x = knee flexion angle
-

References to calculation: Ward and Powers (23); Ho et al. (60)

- Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$$

- Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff}

Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg)

- Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (with typographical error)}$$

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (correction according to authors)}$$

	<ul style="list-style-type: none"> - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Sinclair (56)	<p>References to calculation: Ward and Powers (23); Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg) - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Sinclair et al. (57)	<p>References to calculation: Ward and Powers (23); Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle

Sinclair et al. (58)	<p>References to calculation: Ward and Powers (23)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Knee extension moment was estimated according Ho et al. (60) - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Walking	
Teng et al. (17)	<p>References to calculation: Chinkulprasert et al. (67); Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = reported by van Eijden et al.(9) (authors did not present formula). - Quadriceps force (F_q) = knee flexion moment / L_{eff} External knee flexion moment from inverse dynamics (Nm/kg*m) - Coefficient (k) = reported by van Eijden et al. (10) (authors did not present formula). - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = equation fitted to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA
Ward and Powers (23)	<p>References to calculation: Bretcher and Powers (6,26)</p> <ul style="list-style-type: none"> - MRI sagittal images of the knee were used to obtain some indices: Actual moment arm (M_{act}) = perpendicular distance from the intersection of the cruciate ligaments to the patellar ligament Quadriceps moment arm (M_q) = perpendicular distance from the patellofemoral contact point to the quadriceps tendon Patellar ligament moment arm (M_{pl}) = perpendicular distance from the patellofemoral contact point to the patellar tendon - Patellar ligament/quadriceps tendon force ratio (F_{pl}/F_{qt}) = M_q / M_{pl} - Quadriceps effective lever arm (M_{eff}) = $F_{pl}/F_{qt} * (M_{act})$ - Compression force (F_r) = $\{F_{qt} * (\sin(\alpha + \beta)) + (F_{qt} * (F_{pl}/F_{qt})) * (\sin(\rho - \beta))\} / F_{qt}$

where α = angle of quadriceps tendon relative to vertical, β = angle of retropatellar surface relative to vertical, ρ = angle of patellar ligament relative to vertical, F_{qt} is assigned a value of 1N and this ratio “represents the magnitude of the expected joint reaction force in N per unit quadriceps force.

- Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment non-normalized / M_{eff}

Knee extension moment calculated as described by Kadaba et al.(98)

- Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * (F_r / F_q)$

- Contact area in mm^2 (CA) = four contact area (0°, 20°, 40° and 60° knee flexion) values obtained from MRI: data interpolated as a function of knee flexion angle.

- Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA

- Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (10)

$$L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$$

- Quadriceps force (F_q) = Knee extensor moment (Nm) / L_{eff}

Knee extension moment calculated as described by Kadaba et al.(98)

- Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$$

- Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$

- Contact area in mm^2 (CA) = four contact area (0, 20, 40 and 60° knee flexion) values obtained from MRI: straight line was fit between each two consecutive data.

- Patellofemoral joint stress = JRF_{pf} / CA

- x = knee flexion angle (degree)

References to calculation: Salem and Powers (12); Wallace et al. (72)

- Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$$

- Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff}

Internal knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg)

- Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$k = (-3.8E-05x^2 + 1.5E-03x + 0.462) / (-7.0E-07x^3 + 1.6E-04x^2 + 0.016x + 1) \text{ (with typographical error)}$$

$$k = (-3.8E-05x^2 + 1.5E-03x + 0.462) / (-7.0E-07x^3 + 1.6E-04x^2 + 0.016x + 1) \text{ (correction according to authors)}$$

- Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$

- Contact area in mm^2 (CA) = four contact area (0°, 20°, 40° and 60° knee flexion) values obtained from MRI: straight line was fit

Brechtler and Powers (6)

Powers et al. (59)

	<p>between each two consecutive data.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Patellofemoral joint stress = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Ho et al. (60)	<p>References to calculation: Bretcher and Powers (6,26); Ward and Powers (23)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = equation developed by van Eijden et al. (9) (authors did not present formula). - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} - Coefficient (k) = Equation fitted to the data of van Eijden et al. (10) (authors did not present formula). - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = Equation fitted to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA
Weight bearing activities	
Whyte et al. (19)	<p>References to calculation: van Eijden et al. (9), Powers et al. (59); Bretcher and Powers (26)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (99) according Brechter and Powers (26); and Powers et al. (59) $L_{eff} = 8(10 - 8)(x^\circ)^3 + - 1.29(10 - 5)(x^\circ)^2 + 2.8(10 - 4)(x^\circ) + 0.0462$ <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} - Knee extension moment from inverse dynamics - Coefficient (k) = equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) according Brechter and Powers (26); and Powers et al. (59) $k = (-3.83E-05x^2 + 1.47E-07x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ <ul style="list-style-type: none"> - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = three contact area (20°, 40° and 60° knee flexion) values obtained from MRI. - Patellofemoral joint stress total ($PFJS_t$) = JRF_{pf} / CA - Medial patellofemoral joint stress = $PFJS_t * CA_{medial} / CA$ - Lateral patellofemoral joint stress = $PFJS_t * CA_{lateral} / CA$ - x = knee flexion angle in degree.
Steinkamp et al. (8)	<ul style="list-style-type: none"> - Knee moment (M_k): <p>Leg press: $M_k = (F_p * \sin \beta) * (l_s * l_t * \sin(180 - \alpha) / \sqrt{l_s^2 + l_t^2 + 2 * l_s * l_t * \cos(180 - \alpha)}) + W * d * \cos\{\beta - \alpha + \arcsin(l_s * \sin(180 - \alpha) / \sqrt{l_s^2 + l_t^2 - 2 * l_s * l_t * \cos(180 - \alpha)})\}$;</p> <p>Leg extension: $M_k = (W * d + F_e * l) * (\cos \alpha)$</p> <p>where, F_p = weight of leg press, β = leg press angle (45°), l_s = length of shank, l_t = length of thigh, α = knee flexion angle, W =</p>

-
- weight of shank and foot (6% total body weight), d = distance between lower-leg center of mass and knee axis (43.4% distance between knee axis and medial malleolus), F_e = weight on leg extension, l_e = distance between knee axis and leg extension weight
- Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = data from Yamaguchi and Zajac (100): 3.0cm at 0°, 4.1cm at 30°, 2.8cm at 60°, 2.0cm at 90°.
 - Quadriceps force (F_q) = M_k / L_{eff}
 - Coefficient (k) = data from van Eijden et al. (9,76): 0.5 at 0°, 0.81 at 30°, 0.99 at 60°, 0.97 at 90°.
 - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$
 - Contact area (CA) = data from Huberti and Hayes (101): 1.5cm² at 0°, 3.1cm² at 30°, 3.9cm² at 60°, 4.1cm² at 90°.
 - Patellofemoral joint stress = JRF_{pf} / CA
-

References to calculation: Ward and Powers (23); Ho et al. (60)

- Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$$

- Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff}

Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg)

- Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (with typographical error)}$$

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (correction according to authors)}$$

- Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$

- Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula).

- Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA

- x = knee flexion angle
-

References to calculation: Ho et al. (60)

- Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$$

- Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff}

Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg)

- Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (with typographical error)}$$

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (correction according to authors)}$$

- Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$
-

	<ul style="list-style-type: none"> - Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Kernozek et al. (63)	<ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps force (F_q): sum of the rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, and vastus intermedius muscles. Joint moment from inverse dynamics. Muscle forces was determined from joint moments by minimizing a static cost function (102,103) - Coefficient (k): equation from Bretcher and Powers (6) based on the data from van Eijden et al. (9) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA): equation fitted to the data from Connolly et al. (29) $CA = 0.0781x^2 + 0.6763x + 151.75$ - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Powers et al. (64)	<p>References to calculation: Salem and Powers (12); Wallace et al. (72)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Knee extension moment: from inverse dynamics (Nm/kg) - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $k = (-3.8E-05x^2 + 1.5E-03x + 0.462) / (-7.0E-07x^3 + 1.6E-04x^2 + 0.016x + 1)$ - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area in mm^2 (CA) = four contact area (0°, 20°, 40° and 60° knee flexion) values obtained from MRI: straight line was fit between each two consecutive data. - Patellofemoral joint stress = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Carpenter et al. (65)	<ul style="list-style-type: none"> - Weight bearing: Load applied to the plantar surface (125N to controls and 45 to 125N to subjects with total knee arthroplasty based on comfort level). - Joint reaction force (JRF_{pf}): computed based on relationships obtained by Sharma et al. (104) using patients' weight and knee flexion angle.

	<ul style="list-style-type: none"> - Contact area in mm² (CA): MRI obtained at full knee extension and at maximal knee flexion limited by patients' ability or the size of the scanner bore. - Patellofemoral joint stress = JRF_{pf} / CA
Sinclair et al. (66)	<p>References to calculation: Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg) - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Brechtler and Powers (26)	<ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = Knee extensor moment / L_{eff} Knee extension moment: from inverse dynamics (Nm/kg) - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (76) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area in mm² (CA) = four contact area (0, 20, 40 and 60° knee flexion) values obtained from MRI: straight line was fit between each two consecutive data. - Patellofemoral joint stress = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle

Chinkulprasert et al. (67)	<p>References to calculation: Bretcher and Powers (6,26)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Knee flexor moment: estimate by SIMM software using a Hill-based model based on lower limb kinematics, velocity of muscle contraction, and flexor muscle EMG. EMG signals were recorded from the knee flexor muscles (medial hamstring, biceps femoris, and medial head of gastrocnemius) and normalized by maximal voluntary isometric contraction. - Adjusted knee extensor moment = knee extensor moment from inverse dynamic added to knee flexor moment. - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = equation fitted the data of van Eijden et al. (9) (authors did not present formula). - Quadriceps force (F_q) = Adjusted knee extensor moment / L_{eff} - Coefficient (k) = reported by van Eijden et al. (10) (authors did not present formula). - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = Equation fitted to the data from Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA
Powers et al. (32)	<p>References to calculation: Bretcher and Powers (6,26); van Eijden et al. (9); Ward and Powers (23)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Knee flexor moment: estimate by SIMM software using a Hill-based model based on lower limb kinematics, velocity of muscle contraction, and flexor muscle EMG. EMG signals were recorded from the knee flexor muscles (the medial and lateral hamstring, and the medial and lateral heads of gastrocnemius) and normalized by maximal voluntary isometric contraction. - Adjusted knee extensor moment ($AdjM_{ex}$): <ul style="list-style-type: none"> Squat: $AdjM_{ex}$ = knee extensor moment from inverse dynamic + knee flexor moment from SIMM. Knee extension with variable resistance: $AdjM_{ex} = (W * d + F * l)(\cos \alpha) +$ knee flexor moment from SIMM Knee extension with constant resistance: $AdjM_{ex} = (W * d * \cos \alpha) + (F * l) +$ knee flexor moment from SIMM where, W = weight of shank and foot (6% total body weight); d = distance between lower-leg center of mass and knee axis (43.3% distance between knee axis and medial malleolus); F = ankle-weight resistance; l = distance between knee axis and ankle weight; α = knee flexion angle. - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}) = by fitting a nonlinear equation to the data of van Eijden et al. (9) (authors did not present formula). - Quadriceps force (F_q) = Adjusted knee extensor moment / L_{eff} - Coefficient (k) = reported by van Eijden et al. (10) (authors did not present formula). - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = equation fitted to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA

Sinclair et al. (68)	<p>References to calculation: Ward and Powers (23); Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{\text{eff}} = 8.0\text{E-}05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg) - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $k = (-3.84\text{E-}05x^2 + 1.47\text{E-}03x^2 + 0.462) / (-6.98\text{E-}07x^3 + 1.55\text{E-}04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.84\text{E-}05x^2 + 1.47\text{E-}03x + 0.462) / (-6.98\text{E-}07x^3 + 1.55\text{E-}04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = described in accordance with the Salsich and Perman (95) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = $\text{JRF}_{\text{pf}} / \text{CA}$ - x = knee flexion angle
Sinclair and Hobbs (69)	<p>References to calculation: Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{\text{eff}} = 8.0\text{E-}05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg) - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $k = (-3.84\text{E-}05x^2 + 1.47\text{E-}03x^2 + 0.462) / (-6.98\text{E-}07x^3 + 1.55\text{E-}04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.84\text{E-}05x^2 + 1.47\text{E-}03x + 0.462) / (-6.98\text{E-}07x^3 + 1.55\text{E-}04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = Ho et al. (60) recommendations by fitting an equation to the data of Powers et al. (30) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = $\text{JRF}_{\text{pf}} / \text{CA}$ - x = knee flexion angle
Sinclair et al. (70)	<p>References to calculation: Ward and Powers (23); Ho et al. (60)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $L_{\text{eff}} = 8.0\text{E-}05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

	<p> $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$ (correction according to authors) </p> <ul style="list-style-type: none"> - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = described in accordance with the Salsich et al. (105) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Salem and Powers (12)	<ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (10) $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} Knee extension moment from inverse dynamics - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) $k = (-3.8E-05x^2 + 1.5E-03x + 0.462) / (-7.0E-07x^3 + 1.6E-04x^2 + 0.016x + 1)$ (with typographical error) $k = (-3.8E-05x^2 + 1.5E-03x + 0.462) / (-7.0E-07x^3 + 1.6E-04x^2 + 0.016x + 1)$ (correction according to authors) - Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$ - Contact area (CA) = determined by linearly interpolating the data of Huberti and Hayes (101) (authors did not present formula). - Patellofemoral joint stress = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Escamilla et al. (71)	<p>Patellofemoral force was calculated by biomechanical model via computer optimization (106,107) where:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Moment arms for muscle forces data from Herzog and Read (80). - Quadriceps, hamstring and gastrocnemius muscle force were calculated separately : $F = c * kl * kv * A * \sigma * (EMG/MVIC)$ where: c is a weight factor adjusted in a computer optimization program to minimize the difference between the resultant torque from inverse dynamic and from biomechanical model; kl represented each muscle's force-length relationship as function of hip and knee angles (based on muscle length, fiber length, sarcomere length, pennation angle, and cross-sectional area); kv represented each muscle's force-velocity relationship based on a Hill type model for eccentric and concentric muscle actions (108,109); A is the physiological cross-sectional area of the muscle (PCSA), σ is the maximum voluntary isometric contraction force per unit PCSA of the muscle, EMG is the EMG window averages of the muscle EMG during exercise, $MVIC$ is the maximum voluntary isometric contraction trials. - Patellofemoral force is a function of patellar tendon and quadriceps tendon force (9,84). - Contact area in mm^2 (CA) = equations fitted to the data of Salsich et al. (105) CA from 0° to 60° knee flexion = $3.55x + 135$

CA from 70° to 90° knee flexion = 2.81x + 176

x = knee flexion angle

- Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = Patellofemoral force from biomechanical model / CA

Patellofemoral force was calculated by biomechanical model via computer optimization (106,107) where:

- Moment arms for muscle forces data from Herzog and Read (80).

- Quadriceps, hamstring and gastrocnemius muscle force were calculated separately :

$$F = c * kl * kv * A * \sigma * (EMG/MVIC)$$

where: *c* is a weight factor adjusted in a computer optimization program to minimize the difference between the resultant torque from inverse dynamic and from biomechanical model; *kl* represented each muscle's force-length relationship as function of hip and knee angles (based on muscle length, fiber length, sarcomere length, pennation angle, and cross-sectional area); *kv* represented each muscle's force-velocity relationship based on a Hill type model for eccentric and concentric muscle actions (108,109); *A* is the physiological cross-sectional area of the muscle (PCSA), σ is the maximum voluntary isometric contraction force per unit PCSA of the muscle, EMG is the EMG window averages of the muscle EMG during exercise, MVIC is the maximum voluntary isometric contraction trials.

- Patellofemoral force is a function of patellar tendon and quadriceps tendon force (9,84).

- Contact area in mm² (CA) = equations fitted to the data of Salsich et al. (105)

$$CA \text{ from } 0^\circ \text{ to } 60^\circ \text{ knee flexion} = 3.55x + 135$$

$$CA \text{ from } 70^\circ \text{ to } 90^\circ \text{ knee flexion} = 2.81x + 176$$

x = knee flexion angle

- Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = Patellofemoral force from biomechanical model / CA

Patellofemoral force was calculated by biomechanical model via computer optimization (106,107) where:

- Moment arms for muscle forces data from Herzog and Read (80).

- Quadriceps, hamstring and gastrocnemius muscle force were calculated separately :

$$F = c * kl * kv * A * \sigma * (EMG/MVIC)$$

where: *c* is a weight factor adjusted in a computer optimization program to minimize the difference between the resultant torque from inverse dynamic and from biomechanical model; *kl* represented each muscle's force-length relationship as function of hip and knee angles (based on muscle length, fiber length, sarcomere length, pennation angle, and cross-sectional area); *kv* represented each muscle's force-velocity relationship based on a Hill type model for eccentric and concentric muscle actions (108,109); *A* is the physiological cross-sectional area of the muscle (PCSA), σ is the maximum voluntary isometric contraction force per unit PCSA of the muscle, EMG is the EMG window averages of the muscle EMG during exercise, MVIC is the maximum voluntary isometric contraction trials.

- Patellofemoral force is a function of patellar tendon and quadriceps tendon force (9,84).

Escamilla et al.
(28)

Escamilla et al.
(15)

	<ul style="list-style-type: none"> - Contact area in mm² (CA) = equations fitted to the data of Salsich et al. (105) <ul style="list-style-type: none"> CA from 0° to 60° knee flexion = 3.55x + 135 CA from 70° to 90° knee flexion = 2.81x + 176 x = knee flexion angle - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = Patellofemoral force from biomechanical model / CA
Wallace et al. (72)	<p>References to calculation: Salem and Powers (12)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (10) <ul style="list-style-type: none"> $L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$ - Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff} <ul style="list-style-type: none"> Knee extension moment calculated as described by Kadaba et al.(98) - Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9) <ul style="list-style-type: none"> $k = (-3.8E-05x^2 + 1.5E-03x + 0.462) / (-7.0E-07x^3 + 1.6E-04x^2 - 0.016x + 1)$ - Joint reaction force (JRF_{pf}) = F_q * k - Contact area (CA) = using the data from Powers et al (30) - Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA - x = knee flexion angle
Hofmann et al. (73)	<ul style="list-style-type: none"> - Joint reaction force (JRF_{pf}) was estimated using previous method (6) where JRF_{pf} is a function of knee angle and knee extensor moment. <ul style="list-style-type: none"> Knee extension moment from inverse dynamics incorporating segmental inertial properties. - Contact area (CA): data from Salsich et al (105) and Huberti and Hayes (101) as used previously by Escamilla et al. (71). - Patellofemoral joint stress = JRF_{pf} / CA - Authors did not present any formula.
Jumps	
Peng et al. (74)	<p>References to calculation: Wirtz et al. (41)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Authors did not present any formula.
Simpson et al. (7)	<ul style="list-style-type: none"> - Moment arm length of triceps surae at the ankle joint (d_{ts}) = d_{AB} * sin α; where d_{AB} = distance between the ankle center of rotation and calcaneal attachment of Achilles tendon, and α = angle inscribed by the inclination of Achilles tendon and d_{AB} line. - Force of triceps surae at the ankle joint (F_{ts}) = ankle joint moment from inverse dynamics / d_{ts} - Force of gastrocnemius muscle acting on the knee joint (F_{gas}) = F_{ts} * contribution of gastrocnemius muscles based on physiological cross-sectional area from Scott and Winter (110) and Winter (111).

-
- Moment arm length of gastrocnemius at the knee joint (d_{gas}) = $d_{CD} * \sin \beta$; where d_{CD} = distance between the knee center of rotation and femoral attachment of gastrocnemius muscle, and β = angle inscribed by the gastrocnemius muscle and d_{CD} line.
 - Patellar ligament force (F_p) = $(M_k + d_{gas} * F_{gas}) / d_p$; where M_k = knee joint moment, and d_p = quadriceps moment arm length interpolated from Nisell (112).
 - Quadriceps force (F_q) = interpolating data from Nisell (112) as a function of knee joint angle.
 - Patellofemoral joint reaction force (JRF_{pf}) = $\sqrt{F_p^2 - 2 * F_p * F_q * \cos \rho + F_q^2}$, where ρ = angle between F_q and F_p
 - Patellofemoral joint stress = cubic spline interpolative routine using the facet lateral data of Hehne (113).
-

References to calculation: Ward and Powers (23); Ho et al. (60)

- Quadriceps effective lever arm (L_{eff}): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$L_{eff} = 8.0E-05x^3 - 0.013x^2 + 0.28x + 0.046$$

- Quadriceps force (F_q) = knee extensor moment / L_{eff}

Knee extension moment from inverse dynamics (Nm/kg);

- Coefficient (k): Equation fitted to the data from van Eijden et al. (9)

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (with typographical error)}$$

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1) \text{ (correction according to authors)}$$

- Joint reaction force (JRF_{pf}) = $F_q * k$

- Contact area (CA) = Equation fitted to the data of Powers et al.(30) (authors did not present formula).

- Patellofemoral joint stress as a function of knee angle = JRF_{pf} / CA

- x = knee flexion angle
-

MRI: magnetic resonance images.

TABLE. Patellofemoral joint stress results.

Study	Aim regarding PFJ stress	PFJ stress values				
Running						
Roper et al. (40)	To verify the effect of two weeks gait retraining by modifying foot landing strike (rearfoot to forefoot strike patterns)	Peak in MPa (mean [95% CI]):				
			Control	Experimental		
		Baseline	-8.0 (-11.0 to -4.0)	-8.0 (-11.0 to -4.0) ^a		
		Post	-7.0 (-10.0 to -4.0)	-4.0 (-7.0 to -1.0)		
	Follow up	-9.0 (-12.0 to -6.0)	-3.0 (-6.0 to 0.0) ^a			
Wirtz et al. (41)	To compare females with and without PFP during running	PFJ stress in mean (SD):				
			Control	PFP		
		Peak (MPa)	8.5 (2.2)	9.6 (2.5)		
	Time-integral stance phase (MPa*s)	218.5 (87.0)	236.4 (66.4)			
Willson et al. (42)	To verify the influence of step length in subjects with and without PFP during running	PFJ stress in mean (SD):				
			Step length	PFP	Control	All
			-10%	8.5 (2.6) ^b	8.0 (2.2) ^b	8.2 (2.4)
		Peak (MPa)	Preferred	9.3 (2.3) ^b	10.2 (1.4) ^b	9.8 (1.9)
			+10%	10.4 (2.9) ^b	10.9 (1.9)	10.7 (2.4)
		Time-integral/step (MPa*s)	-10%	0.71 (0.29) ^c	0.70 (0.31)	0.70 (0.29)
			Preferred	0.85 (0.31) ^c	0.94 (0.22)	0.90 (0.26)
			+10%	1.12 (0.42) ^c	1.23 (0.34)	1.18 (0.37)
		Time-integral/mile (MPa*s)	-10%	453 (190) ^d	459 (183)	456 (182)
			Preferred	463 (160) ^d	516 (121)	493 (139)
	+10%	529 (181) ^d	590 (164)	563 (171)		

PFJ stress in mean ($\pm 95\%$ confidence intervals):

		Involved limb	Uninvolved limb
Peak (MPa)	<i>Running</i>	8.51 (7.86 to 9.16) ^a	7.92 (7.33 to 8.51) ^a
	<i>Walking</i>	2.30 (2.09 to 2.52)	2.22 (1.97 to 2.47)
	<i>Hopping</i>	9.71 (8.94 to 10.48) ^b	9.06 (8.46 to 9.68) ^b
Loading rate (MPa/sec)	<i>Running</i>	135.3 (123.7 to 147.1)	129.2 (118.1 to 140.3)
	<i>Walking</i>	29.3 (26.4 to 32.3)	30.6 (26.9 to 34.2)
	<i>Hopping</i>	118.0 (107.0 to 129.0) ^c	106.3 (97.2 to 115.4) ^c

Willy et al. (43) To verify the influence of Achilles tendon rupture and compare treatment methods

		Surgical		Nonsurgical	
		Involved	Uninvolved	Involved	Uninvolved
Peak (MPa)	<i>Running</i>	8.3 (2.0)	7.5 (1.6)	8.8 (1.8)	8.4 (1.8)
	<i>Walking</i>	2.5 (0.6)	2.4 (0.8)	2.2 (0.6)	2.1 (0.6)
	<i>Hopping</i>	9.5 (2.5)	8.7 (1.5)	9.9 (1.9)	9.4 (1.9)
Loading rate (MPa/sec)	<i>Running</i>	139.1 (37.8)	132.7 (36.2)	131.0 (30.6)	125.1 (28.6)
	<i>Walking</i>	31.7 (8.6)	34.4 (11.7)	26.8 (8.4)	26.4 (7.8)
	<i>Hopping</i>	114.4 (29.6)	101.3 (20.0)	121.7 (33.7)	111.7 (30.8)

Kulmala et al. (13) To compare runners with natural forefoot and natural rearfoot strike patterns

PFJ stress in mean (SD):

	Forefoot runners	Rearfoot runners
Peak (MPa)	11.1 (2.9) ^a	13.0 (2.8) ^a

		PFJ stress in mean (SD):		
			Males	Females
				All
Willson et al. (44)	To compare males and females after an exhaustive run	Peak (MPa)	<i>Before</i>	5.7 (1.3)
			<i>After</i>	5.9 (1.3)
		Time-integral step (MPa*s)	<i>Before</i>	0.57 (0.16)
			<i>After</i>	0.60 (0.15)
		Loading rate (MPa/s)	<i>Before</i>	186 (44)
			<i>After</i>	197 (47)
				205 (49)
				214 (58)
				196 (47) ^a
				206 (53) ^a
		Peak in MPa (mean [SD]):		
			Males	Females
Sinclair et al. (45)	To verify the influence of using a knee brace during two weeks in people with PFP	Running	<i>Brace^a</i>	10.11 (2.07)
			<i>No-brace^a</i>	10.87 (2.74)
		Cutting	<i>Brace^b</i>	10.75 (2.21)
			<i>No-brace^b</i>	11.52 (2.13)
		Hopping	<i>Brace</i>	10.31 (2.12)
			<i>No-brace</i>	11.13 (2.49)
				9.41 (2.00)
				11.60 (1.62)
				10.10 (2.11)
				11.70 (2.47)
				9.75 (1.57)
				10.77 (1.59)
		PFJ stress in mean (SD):		
Vannatta and Kernozek (14)	To verify the effect of changing foot strike pattern during running		Forefoot pattern	Rearfoot pattern
		Peak (MPa)	12.39 (1.85) ^a	15.76 (2.45) ^a
		Time-integral (MPa*s)	1.28 (0.23) ^b	1.43 (0.25) ^b
		PFJ stress in mean (SD):		
Sinclair and Selfe (25)	To compare knee loading between male and female runners		Males	Females
		Peak (MPa)	7.96 (1.30) ^a	9.27 (1.36) ^a

Almonroeder and Benson (46)	To compare lower extremity mechanics between male and female runners	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Females</th> <th>Males</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>10.4 (2.4)^a</td> <td>15.8 (3.4)^a</td> </tr> </tbody> </table>			Females	Males	Peak (MPa)	10.4 (2.4) ^a	15.8 (3.4) ^a																											
	Females	Males																																			
Peak (MPa)	10.4 (2.4) ^a	15.8 (3.4) ^a																																			
Willy et al. (47)	To compare running on a treadmill and overground	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Treadmill</th> <th>Overground</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>6.2 (1.4)</td> <td>6.1 (1.5)</td> </tr> <tr> <td>Average loading rate (MPa/sec)</td> <td>131.5 (29.9)</td> <td>155.6 (61.3)</td> </tr> <tr> <td>Impulse (MPa*sec)</td> <td>0.71 (0.22)</td> <td>0.71 (0.16)</td> </tr> <tr> <td>Cumulative 1km (MPa*sec/km)</td> <td>344.5 (118.5)</td> <td>324.7 (73.3)</td> </tr> </tbody> </table>			Treadmill	Overground	Peak (MPa)	6.2 (1.4)	6.1 (1.5)	Average loading rate (MPa/sec)	131.5 (29.9)	155.6 (61.3)	Impulse (MPa*sec)	0.71 (0.22)	0.71 (0.16)	Cumulative 1km (MPa*sec/km)	344.5 (118.5)	324.7 (73.3)																		
	Treadmill	Overground																																			
Peak (MPa)	6.2 (1.4)	6.1 (1.5)																																			
Average loading rate (MPa/sec)	131.5 (29.9)	155.6 (61.3)																																			
Impulse (MPa*sec)	0.71 (0.22)	0.71 (0.16)																																			
Cumulative 1km (MPa*sec/km)	344.5 (118.5)	324.7 (73.3)																																			
Herrington et al. (48)	To compare subjects with anterior cruciate ligament reconstruction (ACL) and control subjects	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Injured ACL</th> <th>Noninjured ACL</th> <th>Control</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>4.87 (1.22)^{a,b}</td> <td>3.57 (0.46)^a</td> <td>3.70 (0.63)^b</td> </tr> </tbody> </table>				Injured ACL	Noninjured ACL	Control	Peak (MPa)	4.87 (1.22) ^{a,b}	3.57 (0.46) ^a	3.70 (0.63) ^b																								
	Injured ACL	Noninjured ACL	Control																																		
Peak (MPa)	4.87 (1.22) ^{a,b}	3.57 (0.46) ^a	3.70 (0.63) ^b																																		
Sinclair et al. (49)	To compare the cross-trainer and running shoes in relation to conventional military boots	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Military boot</th> <th>Cross-trainer</th> <th>Running trainer</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>11.53 (0.93)^{a,b}</td> <td>11.13 (0.66)^a</td> <td>10.38 (1.34)^b</td> </tr> </tbody> </table>				Military boot	Cross-trainer	Running trainer	Peak (MPa)	11.53 (0.93) ^{a,b}	11.13 (0.66) ^a	10.38 (1.34) ^b																								
	Military boot	Cross-trainer	Running trainer																																		
Peak (MPa)	11.53 (0.93) ^{a,b}	11.13 (0.66) ^a	10.38 (1.34) ^b																																		
Willson et al. (33)	To verify the influence of step length and foot strike pattern during running	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Step length</th> <th>Forefoot strike</th> <th>Rearfoot strike</th> <th>Mean</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="3">Peak (MPa)</td> <td><i>-10%</i></td> <td>4.3 (1.1)</td> <td>5.0 (1.2)</td> <td>4.6 (1.1)^a</td> </tr> <tr> <td><i>Preferred</i></td> <td>5.1 (1.0)</td> <td>5.7 (1.1)</td> <td>5.4 (1.1)^{a,b}</td> </tr> <tr> <td><i>+10%</i></td> <td>5.9 (1.3)</td> <td>6.2 (1.4)</td> <td>6.0 (1.3)^b</td> </tr> <tr> <td rowspan="3">Impulse per step (MPa*s)</td> <td><i>-10%</i></td> <td>0.46 (0.12)</td> <td>0.53 (0.14)</td> <td>0.50 (0.13)^c</td> </tr> <tr> <td><i>Preferred</i></td> <td>0.57 (0.13)</td> <td>0.64 (0.14)</td> <td>0.61 (0.14)^{c,d}</td> </tr> <tr> <td><i>+10%</i></td> <td>0.68 (0.16)</td> <td>0.76 (0.19)</td> <td>0.72 (0.18)^d</td> </tr> </tbody> </table>					Step length	Forefoot strike	Rearfoot strike	Mean	Peak (MPa)	<i>-10%</i>	4.3 (1.1)	5.0 (1.2)	4.6 (1.1) ^a	<i>Preferred</i>	5.1 (1.0)	5.7 (1.1)	5.4 (1.1) ^{a,b}	<i>+10%</i>	5.9 (1.3)	6.2 (1.4)	6.0 (1.3) ^b	Impulse per step (MPa*s)	<i>-10%</i>	0.46 (0.12)	0.53 (0.14)	0.50 (0.13) ^c	<i>Preferred</i>	0.57 (0.13)	0.64 (0.14)	0.61 (0.14) ^{c,d}	<i>+10%</i>	0.68 (0.16)	0.76 (0.19)	0.72 (0.18) ^d
	Step length	Forefoot strike	Rearfoot strike	Mean																																	
Peak (MPa)	<i>-10%</i>	4.3 (1.1)	5.0 (1.2)	4.6 (1.1) ^a																																	
	<i>Preferred</i>	5.1 (1.0)	5.7 (1.1)	5.4 (1.1) ^{a,b}																																	
	<i>+10%</i>	5.9 (1.3)	6.2 (1.4)	6.0 (1.3) ^b																																	
Impulse per step (MPa*s)	<i>-10%</i>	0.46 (0.12)	0.53 (0.14)	0.50 (0.13) ^c																																	
	<i>Preferred</i>	0.57 (0.13)	0.64 (0.14)	0.61 (0.14) ^{c,d}																																	
	<i>+10%</i>	0.68 (0.16)	0.76 (0.19)	0.72 (0.18) ^d																																	

Almonroeder et al. (50)	To verify the effect of a foot orthosis with 5° of medial rearfoot wedging	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Control</th> <th>Orthotic</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>10.40 (2.44)^a</td> <td>11.00 (2.64)^a</td> </tr> </tbody> </table>				Control	Orthotic	Peak (MPa)	10.40 (2.44) ^a	11.00 (2.64) ^a												
	Control	Orthotic																					
Peak (MPa)	10.40 (2.44) ^a	11.00 (2.64) ^a																					
Bonacci et al. (18)	To compare running barefoot and shod	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Barefoot</th> <th>Shod</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>18.2 (4.3)^a</td> <td>20.6 (4.8)^a</td> </tr> </tbody> </table>				Barefoot	Shod	Peak (MPa)	18.2 (4.3) ^a	20.6 (4.8) ^a												
	Barefoot	Shod																					
Peak (MPa)	18.2 (4.3) ^a	20.6 (4.8) ^a																					
Teng and Powers (51)	To verify the influence of sagittal trunk posture during running	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Self-selected</th> <th>Flexed</th> <th>Extended</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>21.5 (3.2)^{a,b}</td> <td>20.2 (3.4)^a</td> <td>23.1 (3.4)^b</td> </tr> </tbody> </table>				Self-selected	Flexed	Extended	Peak (MPa)	21.5 (3.2) ^{a,b}	20.2 (3.4) ^a	23.1 (3.4) ^b										
	Self-selected	Flexed	Extended																				
Peak (MPa)	21.5 (3.2) ^{a,b}	20.2 (3.4) ^a	23.1 (3.4) ^b																				
Kernozek et al. (16)	To compare two methods to estimate knee joint moment	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th></th> <th>Inverse dynamics</th> <th>Inverse dynamics and static optimization</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="2">Peak (MPa)</td> <td><i>Squat</i></td> <td>9.81 (3.36)^a</td> <td>17.06 (4.34)^a</td> </tr> <tr> <td><i>Running</i></td> <td>7.53 (1.02)^b</td> <td>15.18 (1.65)^b</td> </tr> <tr> <td rowspan="2">Time-integral (MPa*s)</td> <td><i>Squat</i></td> <td>7.51 (1.98)^c</td> <td>12.87 (2.33)^c</td> </tr> <tr> <td><i>Running</i></td> <td>0.74 (0.18)^d</td> <td>1.41 (0.24)^d</td> </tr> </tbody> </table>					Inverse dynamics	Inverse dynamics and static optimization	Peak (MPa)	<i>Squat</i>	9.81 (3.36) ^a	17.06 (4.34) ^a	<i>Running</i>	7.53 (1.02) ^b	15.18 (1.65) ^b	Time-integral (MPa*s)	<i>Squat</i>	7.51 (1.98) ^c	12.87 (2.33) ^c	<i>Running</i>	0.74 (0.18) ^d	1.41 (0.24) ^d
		Inverse dynamics	Inverse dynamics and static optimization																				
Peak (MPa)	<i>Squat</i>	9.81 (3.36) ^a	17.06 (4.34) ^a																				
	<i>Running</i>	7.53 (1.02) ^b	15.18 (1.65) ^b																				
Time-integral (MPa*s)	<i>Squat</i>	7.51 (1.98) ^c	12.87 (2.33) ^c																				
	<i>Running</i>	0.74 (0.18) ^d	1.41 (0.24) ^d																				
Sinclair et al. (52)	To compare netball specific and minimalist footwear during running and cut maneuver	Peak in MPa (mean [SD]):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Netball specific</th> <th>Minimalist footwear</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Running</td> <td>13.17 (2.34)^a</td> <td>11.89 (2.15)^a</td> </tr> <tr> <td>Cutting</td> <td>14.05 (2.70)</td> <td>12.88 (3.15)</td> </tr> </tbody> </table>				Netball specific	Minimalist footwear	Running	13.17 (2.34) ^a	11.89 (2.15) ^a	Cutting	14.05 (2.70)	12.88 (3.15)									
	Netball specific	Minimalist footwear																					
Running	13.17 (2.34) ^a	11.89 (2.15) ^a																					
Cutting	14.05 (2.70)	12.88 (3.15)																					
Sinclair (53)	To compare different kinds of footwear during running	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Conventional</th> <th>Energy return</th> <th>Spring</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>10.05 (1.87)^a</td> <td>9.02 (1.71)^a</td> <td>9.70 (1.38)</td> </tr> </tbody> </table>				Conventional	Energy return	Spring	Peak (MPa)	10.05 (1.87) ^a	9.02 (1.71) ^a	9.70 (1.38)										
	Conventional	Energy return	Spring																				
Peak (MPa)	10.05 (1.87) ^a	9.02 (1.71) ^a	9.70 (1.38)																				

Sinclair et al. (54)	To verify the effect of cooled footwear during running	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Non-cooled</th> <th>Cooled</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>9.34 (1.91)</td> <td>9.35 (1.71)</td> </tr> </tbody> </table>			Non-cooled	Cooled	Peak (MPa)	9.34 (1.91)	9.35 (1.71)														
	Non-cooled	Cooled																						
Peak (MPa)	9.34 (1.91)	9.35 (1.71)																						
Sinclair et al. (55)	To verify the effect of foot orthosis during running	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>No-orthotic</th> <th>Orthotic</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>12.21 (2.81)^a</td> <td>10.80 (3.04)^a</td> </tr> </tbody> </table>			No-orthotic	Orthotic	Peak (MPa)	12.21 (2.81) ^a	10.80 (3.04) ^a														
	No-orthotic	Orthotic																						
Peak (MPa)	12.21 (2.81) ^a	10.80 (3.04) ^a																						
Sinclair (56)	To verify the effect of running in barefoot and barefoot inspired footwear	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Barefoot</th> <th>Vibram 5</th> <th>Inov-8</th> <th>Nike free</th> <th>Conventional</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>9.24 (3.37)^{a,b}</td> <td>9.35 (3.69)^{c,d}</td> <td>9.65 (3.77)</td> <td>10.15 (3.28)^{a,c}</td> <td>10.28 (3.33)^{b,d}</td> </tr> </tbody> </table>						Barefoot	Vibram 5	Inov-8	Nike free	Conventional	Peak (MPa)	9.24 (3.37) ^{a,b}	9.35 (3.69) ^{c,d}	9.65 (3.77)	10.15 (3.28) ^{a,c}	10.28 (3.33) ^{b,d}					
	Barefoot	Vibram 5	Inov-8	Nike free	Conventional																			
Peak (MPa)	9.24 (3.37) ^{a,b}	9.35 (3.69) ^{c,d}	9.65 (3.77)	10.15 (3.28) ^{a,c}	10.28 (3.33) ^{b,d}																			
Sinclair et al. (57)	To compare the influence of different shoes during running	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Conventional</th> <th>Maximalist</th> <th>Minimalist</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>13.34 (2.43)^a</td> <td>13.59 (2.63)^b</td> <td>11.59 (2.63)^{a,b}</td> </tr> </tbody> </table>				Conventional	Maximalist	Minimalist	Peak (MPa)	13.34 (2.43) ^a	13.59 (2.63) ^b	11.59 (2.63) ^{a,b}											
	Conventional	Maximalist	Minimalist																					
Peak (MPa)	13.34 (2.43) ^a	13.59 (2.63) ^b	11.59 (2.63) ^{a,b}																					
Sinclair et al. (58)	To verify the effect of cross-fit specific footwear during running	PFJ stress in mean (SD):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Barefoot</th> <th>Minimalist</th> <th>Cross-fit</th> <th>Conventional</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>10.71 (1.89)^{a,b}</td> <td>11.64 (2.03)^{c,d}</td> <td>12.30 (2.04)^{a,c}</td> <td>12.69 (1.78)^{b,d}</td> </tr> </tbody> </table>					Barefoot	Minimalist	Cross-fit	Conventional	Peak (MPa)	10.71 (1.89) ^{a,b}	11.64 (2.03) ^{c,d}	12.30 (2.04) ^{a,c}	12.69 (1.78) ^{b,d}								
	Barefoot	Minimalist	Cross-fit	Conventional																				
Peak (MPa)	10.71 (1.89) ^{a,b}	11.64 (2.03) ^{c,d}	12.30 (2.04) ^{a,c}	12.69 (1.78) ^{b,d}																				
Walking																								
Teng et al. (17)	To compare subjects with and without PFJ OA during walking	Peak in MPa (mean [SD]):	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th></th> <th>PFJ OA</th> <th>Control</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="2">1st half of the stance phase</td> <td><i>Free walk</i></td> <td>2.79 (1.20)</td> <td>2.98 (1.46)</td> </tr> <tr> <td><i>Fast walk</i></td> <td>4.20 (1.55)</td> <td>4.36 (2.24)</td> </tr> <tr> <td rowspan="2">2nd half of the stance phase^a</td> <td><i>Free walk</i></td> <td>1.33 (0.57)</td> <td>1.01 (0.46)</td> </tr> <tr> <td><i>Fast walk</i></td> <td>1.67 (0.75)</td> <td>1.22 (0.62)</td> </tr> </tbody> </table>						PFJ OA	Control	1st half of the stance phase	<i>Free walk</i>	2.79 (1.20)	2.98 (1.46)	<i>Fast walk</i>	4.20 (1.55)	4.36 (2.24)	2nd half of the stance phase^a	<i>Free walk</i>	1.33 (0.57)	1.01 (0.46)	<i>Fast walk</i>	1.67 (0.75)	1.22 (0.62)
		PFJ OA	Control																					
1st half of the stance phase	<i>Free walk</i>	2.79 (1.20)	2.98 (1.46)																					
	<i>Fast walk</i>	4.20 (1.55)	4.36 (2.24)																					
2nd half of the stance phase^a	<i>Free walk</i>	1.33 (0.57)	1.01 (0.46)																					
	<i>Fast walk</i>	1.67 (0.75)	1.22 (0.62)																					
			^a significant group difference																					

Ward and Powers (23)	To compare subjects with patella alta and pain-free controls during walking	Peak in MPa (mean [SD]):			
			Patella alta	Control	
		Normal speed	2.68 (1.10)	2.37 (0.93)	
		Fast speed	4.80 (1.33) ^a	3.12 (1.34) ^a	
PFJ stress in mean (SD):					
Brechter and Powers (6)	To compare people with and without PFP during walking		PFP	Control	
		Peak (MPa)	<i>Free speed</i>	5.57 (3.56)	1.97 (0.40)
			<i>Fast speed</i>	6.61 (1.69) ^a	3.13 (0.70) ^a
		Integral (MPa*%GC)	<i>Free speed</i>	51.42 (21.94) ^b	22.36 (3.87) ^b
		<i>Fast speed</i>	67.91 (11.54) ^c	33.05 (5.29) ^c	
PFJ stress in mean (SD):					
Powers et al. (59)	To verify the effect of a knee brace during walking		Brace	No brace	
		Peak (MPa)	<i>Free speed</i>	2.0 (0.8) ^a	2.4 (1.0) ^a
			<i>Fast speed</i>	2.7 (1.0) ^b	3.7 (1.0) ^b
PFJ stress in mean (SD):					
Ho et al. (60)	To verify the effect of heel height during walking		Low heel	Medium heel	High heel
		Peak (MPa)	1.9 (0.7) ^{a,b}	2.6 (1.2) ^{b,c}	3.6 (1.5) ^{a,c}
Weight bearing activities					
PFJ stress in Pa/kg (mean):					
Whyte et al. (19)	To compare subjects with and without reduced hamstring length during squatting		Knee flexion	Reduced	Control
		Total stress	60° descent	393.39 ^a	213.01 ^a
			60° ascent	427.75 ^b	255.64 ^b
		Lateral stress	60° descent	311.23 ^c	142.55 ^c
		60° ascent	337.75 ^d	170.63 ^d	
Additional results are presented in figures.					

		PFJ stress (MPa) in mean (SD):			
		Knee flexion	Males^a	Females^a	
Steinkamp et al. (8)	To compare the leg press and leg extension exercises	0°	<i>Leg Press^b</i>	0.8 (0.1)	0.5 (0.1)
			<i>Leg Extension^b</i>	27.7 (6.6)	17.9 (3.1)
		30°	<i>Leg Press^c</i>	6.1 (1.4)	4.0 (0.7)
			<i>Leg Extension^c</i>	13.8 (3.3)	8.9 (1.5)
		60°	<i>Leg Press^d</i>	16.5 (3.9)	10.7 (1.8)
			<i>Leg Extension^d</i>	11.3 (2.7)	7.3 (1.3)
90°	<i>Leg Press^e</i>	29.5 (7.0)	19.1 (3.3)		
	<i>Leg Extension^e</i>	0 (0)	0 (0)		
		PFJ stress in mean (SD):			
Sinclair and Bottoms (61)	To verify the difference between genders during a fencing lunge		Males	Females	
		Peak (MPa)	9.23 (1.29)	9.52 (3.13)	
		PFJ stress in mean (SD):			
Sinclair et al. (62)	To verify the influence of different shoes during a squash lunge		Running shoe	Minimalist	Squash footwear
		Peak (MPa)	6.94 (2.10) ^a	5.67 (2.38) ^a	6.04 (2.24)
		PFJ stress in mean (SD):			
Kernozek et al. (63)	To compare two squat techniques		Knees before toes	Knees past toes	
		Peak (MPa)	3.4 (0.5) ^a	4.2 (0.5) ^a	
		PFJ stress in mean (SD):			
Powers et al. (64)	To verify the effect of a knee brace during stair ambulation		Brace	No brace	
		Peak (MPa)	<i>Ascend stairs</i> 4.48 (1.21) <i>Descend stairs</i> 5.11 (1.65)	<i>Ascend stairs</i> 4.27 (1.14) <i>Descend stairs</i> 5.06 (1.50)	

Carpenter et al. (65)	To compare healthy volunteers and patients with TKA	PFJ stress in MPa (mean [SD]):				
			Bicruciate substituting TKA	Posterior cruciate retaining TKA	Normal	
		Extended	0.2 (0.1) ^a	2.5 (3.0) ^{a,b}	0.1 (0.1) ^b	
		Flexed	1.4 (1.9)	3.7 (3.5) ^c	1.0 (0.5) ^c	
Sinclair et al. (66)	To verify the influence of different loads during squatting	PFJ stress in mean (SD):				
			40% 1RM	50% 1RM	60% 1RM	70% 1RM
		Peak (MPa)	5.56 (2.40) ^{a,b}	5.73 (2.47) ^{c,d}	6.15 (2.73) ^{a,c}	6.19 (2.76) ^{b,d}
Brechtler and Powers (26)	To compare people with and without PFP during stair ascent and descent	PFJ stress in MPa*% stance				
				PFP	Control	
		Integral	<i>Ascend stairs</i>	88.6	100	
		<i>Descend stairs</i>	159.3	140.6		
		Additional results are presented in figures.				
Chinkulpraser et al. (67)	To quantify during different stepping exercises	PFJ stress in mean (SD):				
			Forward step-up	Lateral step-up	Forward step-down	
		Peak (MPa)	11.2 (0.6) ^a	11.5 (0.8) ^b	13.8 (0.4) ^{a,b}	
Powers et al. (32)	To compare among weight-bearing and non-weight-bearing quadriceps exercises	PFJ stress in MPa (mean [SD]):				
		Knee Flexion	Squat	Variable resistance	Constant resistance	
		0°	0.3 (0.8) ^{a,b}	8.4 (1.6)	7.9 (1.6)	
		15°	0.9 (0.9) ^{a,b}	5.6 (1.0)	5.6 (1.6)	
		30°	1.9 (0.9) ^{a,b}	4.7 (0.6)	5.1 (1.5)	
		45°	3.9 (1.3)	4.2 (0.8)	5.0 (1.5)	
		60°	6.7 (1.4) ^a	3.6 (0.8)	5.2 (1.6) ^a	
		75°	10.5 (1.6) ^{a,b}	2.6 (0.8)	6.0 (2.0) ^a	
		90°	12.3 (1.6) ^{a,b}	0.5 (0.5)	6.5 (2.6) ^a	
				^a significant difference from variable resistance.		
		^b significant difference from constant resistance.				

Sinclair et al. (68)	To verify the influence of front and back squat variations	PFJ stress in mean (SD): <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Back squat</th> <th>Front squat</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>6.35 (2.96)^a</td> <td>5.89 (2.47)^a</td> </tr> </tbody> </table>		Back squat	Front squat	Peak (MPa)	6.35 (2.96) ^a	5.89 (2.47) ^a									
	Back squat	Front squat															
Peak (MPa)	6.35 (2.96) ^a	5.89 (2.47) ^a															
Sinclair and Hobbs (69)	To examine the support limb during maximal kicks with the dominant and non-dominant limbs	PFJ stress in mean (SD): <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Dominant</th> <th>Non-dominant</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>10.16 (2.86)^a</td> <td>12.39 (2.93)^a</td> </tr> </tbody> </table>		Dominant	Non-dominant	Peak (MPa)	10.16 (2.86) ^a	12.39 (2.93) ^a									
	Dominant	Non-dominant															
Peak (MPa)	10.16 (2.86) ^a	12.39 (2.93) ^a															
Sinclair et al. (70)	To examine the influence of four different methods to define the hip joint center during squatting	PFJ stress in mean (SD): <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Bell</th> <th>Projected 0.089m</th> <th>Projected 1/4</th> <th>Functional</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>6.34 (1.87)</td> <td>6.41 (1.94)</td> <td>6.38 (1.85)</td> <td>6.19 (1.78)</td> </tr> </tbody> </table>		Bell	Projected 0.089m	Projected 1/4	Functional	Peak (MPa)	6.34 (1.87)	6.41 (1.94)	6.38 (1.85)	6.19 (1.78)					
	Bell	Projected 0.089m	Projected 1/4	Functional													
Peak (MPa)	6.34 (1.87)	6.41 (1.94)	6.38 (1.85)	6.19 (1.78)													
Salem and Powers (12)	To characterize PFJ stress during squats	PFJ stress in mean: <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Deep</th> <th>Medium</th> <th>Shallow</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td>12.3</td> <td>11.7</td> <td>10.8</td> </tr> </tbody> </table> <p>Additional results are presented in figures.</p>		Deep	Medium	Shallow	Peak (MPa)	12.3	11.7	10.8							
	Deep	Medium	Shallow														
Peak (MPa)	12.3	11.7	10.8														
Escamilla et al. (71)	To compare short- and long-step forward lunges with and without a stride	PFJ stress in mean (SD): <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Long step</th> <th>Short step</th> <th>With stride</th> <th>Without stride</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Peak (MPa)</td> <td><i>Descend phase</i> 5.39 (1.64)</td> <td>7.09 (1.99)</td> <td>6.11 (2.32)</td> <td>6.40 (1.93)</td> </tr> <tr> <td></td> <td><i>Ascend phase</i> 5.24 (1.84)</td> <td>6.91 (2.09)</td> <td>6.03 (2.23)</td> <td>6.10 (2.05)</td> </tr> </tbody> </table> <p>Detailed results are presented in tables.</p>		Long step	Short step	With stride	Without stride	Peak (MPa)	<i>Descend phase</i> 5.39 (1.64)	7.09 (1.99)	6.11 (2.32)	6.40 (1.93)		<i>Ascend phase</i> 5.24 (1.84)	6.91 (2.09)	6.03 (2.23)	6.10 (2.05)
	Long step	Short step	With stride	Without stride													
Peak (MPa)	<i>Descend phase</i> 5.39 (1.64)	7.09 (1.99)	6.11 (2.32)	6.40 (1.93)													
	<i>Ascend phase</i> 5.24 (1.84)	6.91 (2.09)	6.03 (2.23)	6.10 (2.05)													
Escamilla et al. (28)	To compare forward and side lunges with and without a stride	Results are presented in figures.															
Escamilla et al. (15)	To compare the one-leg squat with two variations of the wall squat	Results are presented in figures.															

		Peak in MPa:			
Wallace et al. (72)	To quantify PFJ stress during squats with and without external load			Loaded squat	Unloaded squat
			<i>Eccentric phase</i>	13.06	9.06
			<i>Concentric phase</i>	13.00	9.30
		Additional results are presented in figures.			
		PFJ stress in mean (SD):			
Hofmann et al. (73)	To compare three forward lunge exercise variations: 1) forward trunk and shank (FF) 2) forward trunk and vertical shank (FV) 3) vertical trunk and shank (VV)			FF	FV
		Peak (MPa/kg)	<i>Lead</i>	0.0945 (0.02)	0.0840 (0.02)
			<i>Trail</i>	0.0940 (0.03)	0.113 (0.03)
		Impulse (MPa*s/kg)	<i>Lead</i>	0.133 (0.03)	0.116 (0.03)
			<i>Trail</i>	0.174 (0.06)	0.222 (0.04)
Jumps					
		PFJ stress in mean (SD):			
Peng et al. (74)	To compare the effect of fatigue during a ballet movement in dancers with and without PFP			PFP^a	Control^a
		Peak (MPa/kg)	<i>Fatigue^b</i>	0.13 (0.02)	0.11 (0.02)
			<i>No fatigue^b</i>	0.14 (0.02)	0.13 (0.02)
		PFJ stress in mean (SD):			
Simpson et al. (7)	To verify the effect of dance jump length		<i>% of maximum jump</i>	30%	60%
		Peak (MPa)		41.09 (9.97) ^{a,b}	47.68 (11.62) ^{a,c}
		Derivate (MPa/s)		4880.0 (2322.5) ^{d,e}	6937.9 (2850.0) ^{d,f}
					9950.9 (2748.5) ^{e,f}
		PFJ stress in mean (SD):			
Sinclair et al. (75)	To verify the effect of wearing minimalist footwear during depth jumping			Minimalist	Conventional
		Peak (MPa)		20.83 (3.25) ^a	26.71 (3.08) ^a

PFJ: patellofemoral joint; PFP: patellofemoral pain; TKA: total knee arthroplasty; PFJ OA: patellofemoral joint osteoarthritis.

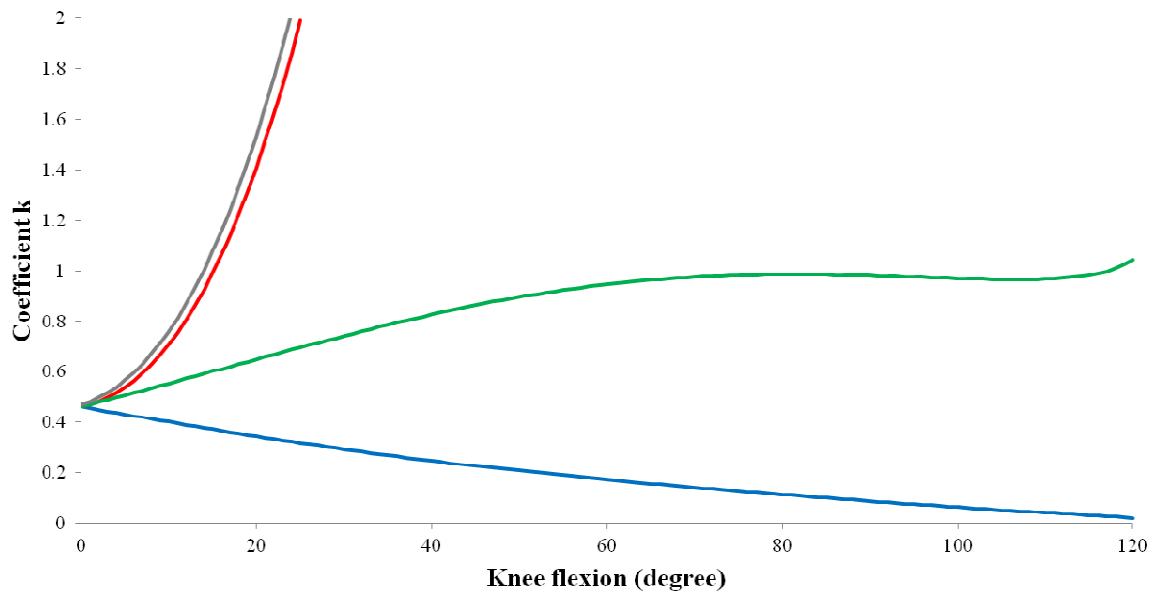
*Pairs of superscript letters indicate significant difference.

ANEXO IX

Handout. Development of new equation to calculate coefficient k

COEFFICIENT K – SIMULATION

Coefficient k calculated using the formulas presented in Table 2 considering knee flexion between 0 and 120 degrees.



Each colour represents a different formula found in the literature. The data in red and gray are shown up to 25 degrees of knee flexion to accommodate all four curves in the same graph.

- **Green (formula 1 in Table 2)**

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$$

- **Blue (formula 2 in Table 2)**

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 + 0.0162x + 1)$$

- **Red (formula 3 in Table 2)**

$$k = (-3.84E-05x^2 + 1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$$

- **Gray (formula 4 in Table 2)**

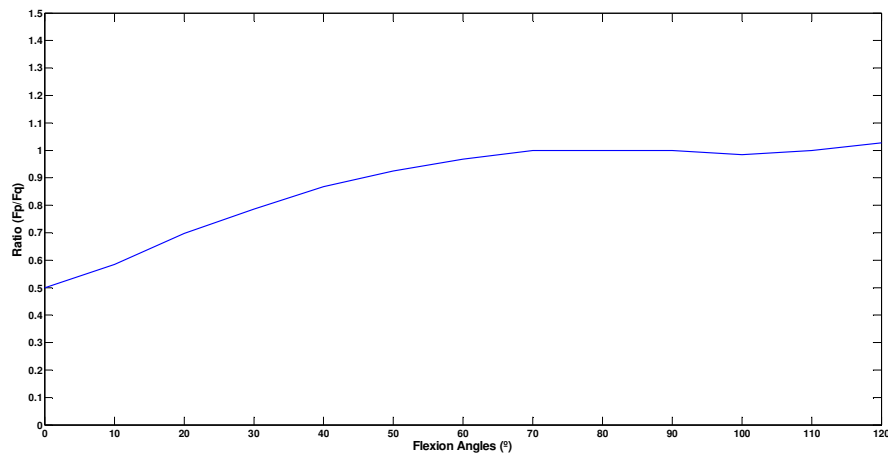
$$k = (1.47E-03x^2 + 0.462) / (-6.98E-07x^3 + 1.55E-04x^2 - 0.0162x + 1)$$

SUGGESTION FOR A NEW FORMULA TO CALCULATE COEFFICIENT *k*

The data points regarding the ratio (coefficient *k*) between patellofemoral joint (PFJ) reaction force (F_p) and quadriceps force (F_q) as a function of knee flexion angle from the curve presented by van Eijden et al. (9) (their figure 11) was scanned and digitized, similar to what was previously reported by Brechter and Powers (6). Thus, the ratio was determined using the Matlab software with a Curve Fitting Toolbox and was extracted means, maximal and minimal possible values of each measure. Therefore, the following data was obtained:

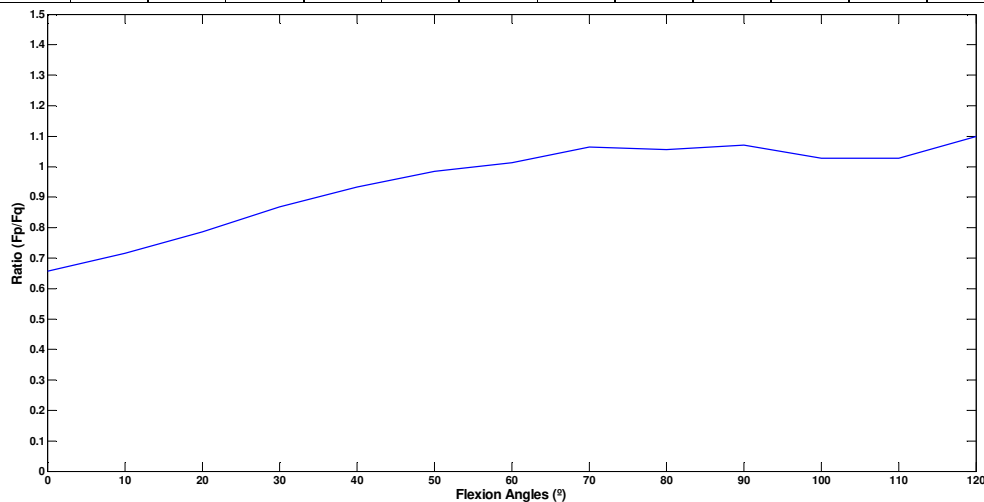
- Curve based on mean values for coefficient *k*

Knee flexion	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
Coefficient <i>k</i>	0.500	0.585	0.698	0.785	0.868	0.925	0.968	1.000	1.000	1.000	0.985	1.000	1.028



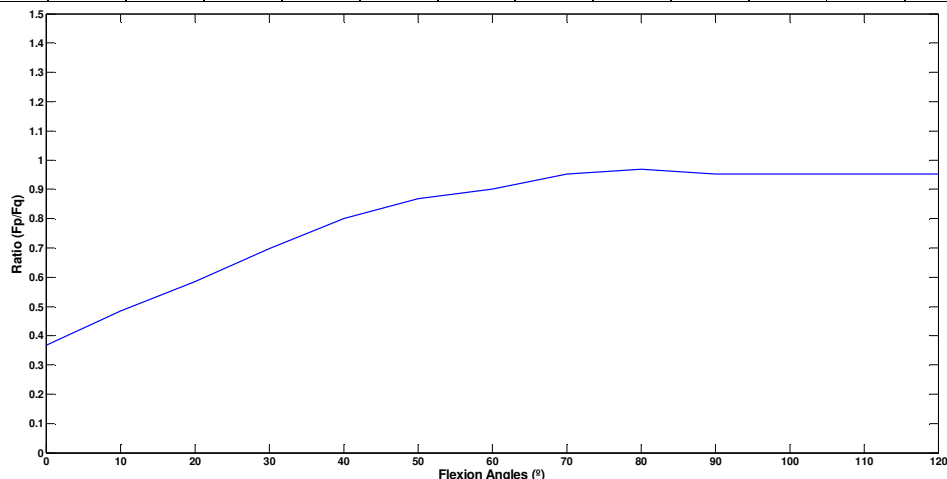
- Curve based on maximal values for coefficient *k*

Knee flexion	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
Coefficient <i>k</i>	0.656	0.717	0.785	0.868	0.934	0.985	1.014	1.065	1.056	1.070	1.028	1.028	1.100

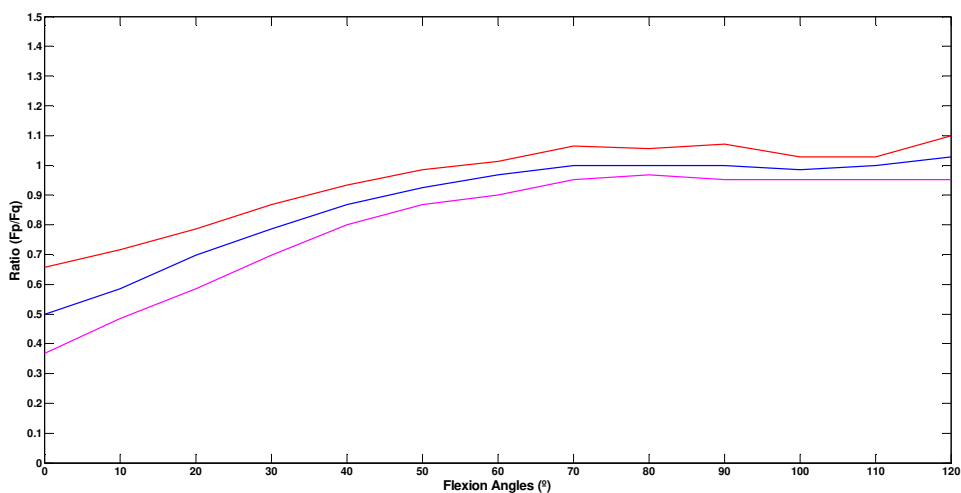


- Curve based on minimal values for coefficient k

Knee flexion	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
Coefficient k	0.500	0.585	0.698	0.785	0.868	0.925	0.968	1.000	1.000	1.000	0.985	1.000	1.028



- Graphic combining the three k coefficient curves based on mean, maximal and minimal coefficient k values as function of knee angle flexion



- **Blue:** mean values of coefficient k .
- **Red:** maximal values of coefficient k .
- **Magenta:** minimal values of coefficient k .

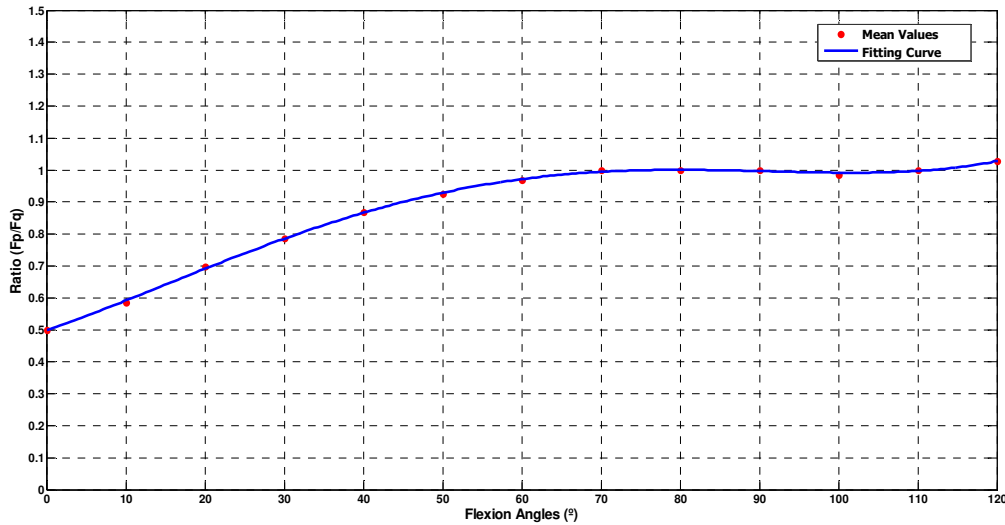
By using the Curve Fitting Toolbox, it was possible to show the behaviour of polynomial models to fit the obtained curve. In this sense, a 4th order polynomial model better represents the results when compared to other models:

$$f(x) = p_1x^4 + p_2x^3 + p_3x^2 + p_4x + p_5$$

Using the polynomial adjustment, coefficients were obtained for each curve:

- Coefficients for the curve based on mean values of coefficient k

p1 = 0.02703
p2 = 0.01956
p3 = -0.1519
p4 = 0.1256
p5 = 0.9716

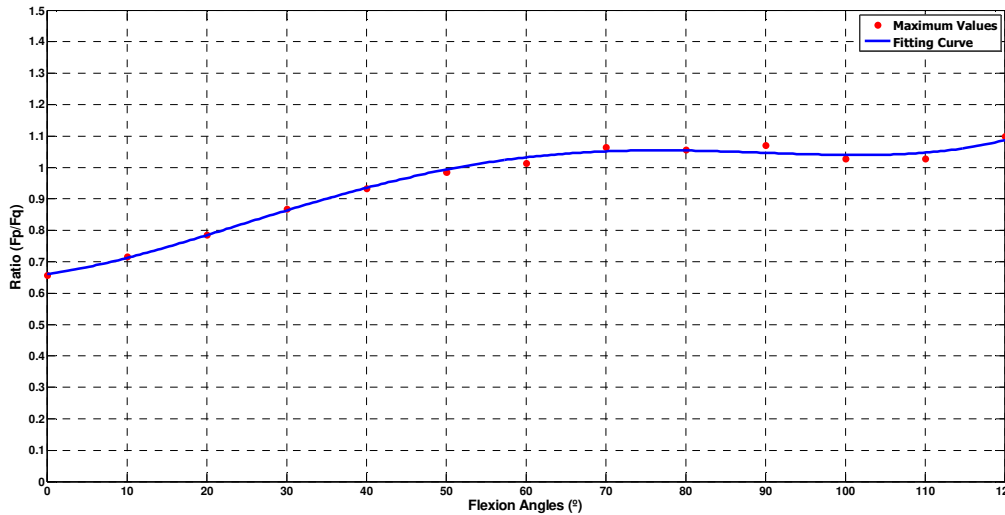


$R^2 = 0.9993$

RMSE = 0.005912

- Coefficients for curve based on maximal values of coefficient k

p1 = 0.03564
p2 = 0.01084
p3 = -0.1512
p4 = 0.1128
p5 = 1.032

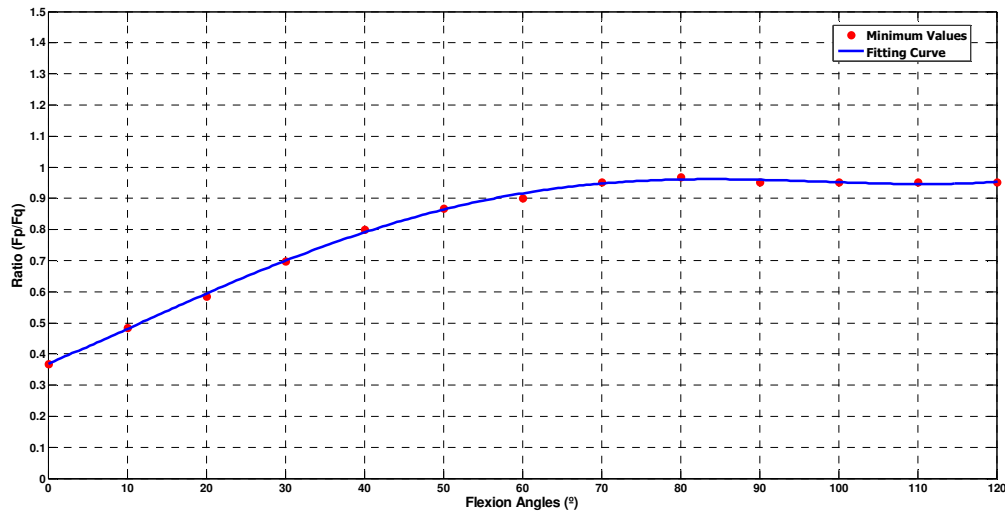


$R^2 = 0.9908$

RMSE = 0.0171

- Coefficients for curve based on the minimal values of coefficient k

p1 = 0.02155
 p2 = 0.01176
 p3 = -0.1586
 p4 = 0.1618
 p5 = 0.9159



$R^2 = 0.9986$

RMSE = 0.009402

Therefore, the obtained coefficients present a range of variation:

- p1 coefficient presents the range between 0.03564 and 0.02155;
- p2 coefficient presents the range between 0.01956 and 0.01084;
- p3 coefficient presents the range between -0.1512 and -0.1586;
- p4 coefficient presents the range between 0.1618 and 0.1128;
- p5 coefficient presents the range between 1.032 and 0.9159;

In conclusion, using the mean values, the coefficient k is calculated:

$$k = 2.70E-02x^4 + 1.96E-02x^3 - 0.15x^2 + 0.13x + 0.97$$

However, the use of the proposed model needs a normalization of the angles (x). This normalization stage can be calculated according to the instructions below:

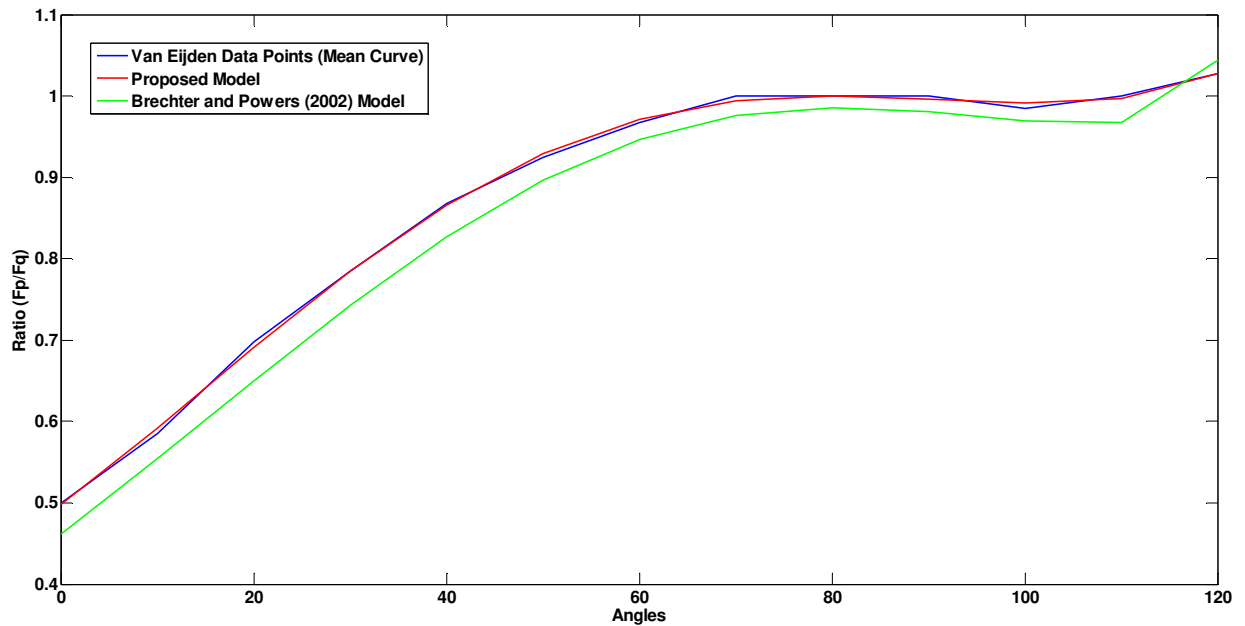
Step 1 – Calculate the mean (μ) of a set of angles. Example: from a range between 0 and 75 degrees, μ is equal to 47.8 degrees;

Step 2 – Calculate the standard deviation (σ) of a set of angles. Example: from the same range, σ is equal to 21.4 degrees;

Step 3 – Apply the following equation: normalization = $(x-\mu)/\sigma$.

From the equation we found a R^2 of 0.9993 (considering the mean curve). The R^2 represents a statistical measure on how successful the fit is in explaining the variation of the data. So, R^2 is the square of the correlation between the data and the estimated values. Therefore, R^2 can assume values between 0 and 1, where values closer to 1 indicate better estimations than values closer to 0.

Based on the data points scanned and digitized from van Eijden et al. (9), it was possible to test the proposed model and compare it with the model proposed by Brechter and Powers (6). This comparison generates the following graph (considering the mean curve):



- **Blue:** van Eijden et al. (9) data points (mean curve).
- **Red:** proposed model.
- **Green:** Brechter and Powers (6) model.

By analysing the graph, it can be noticed that the proposed model is a better fit to the mean curve extracted from the data points presented in van Eijden et al. (9).