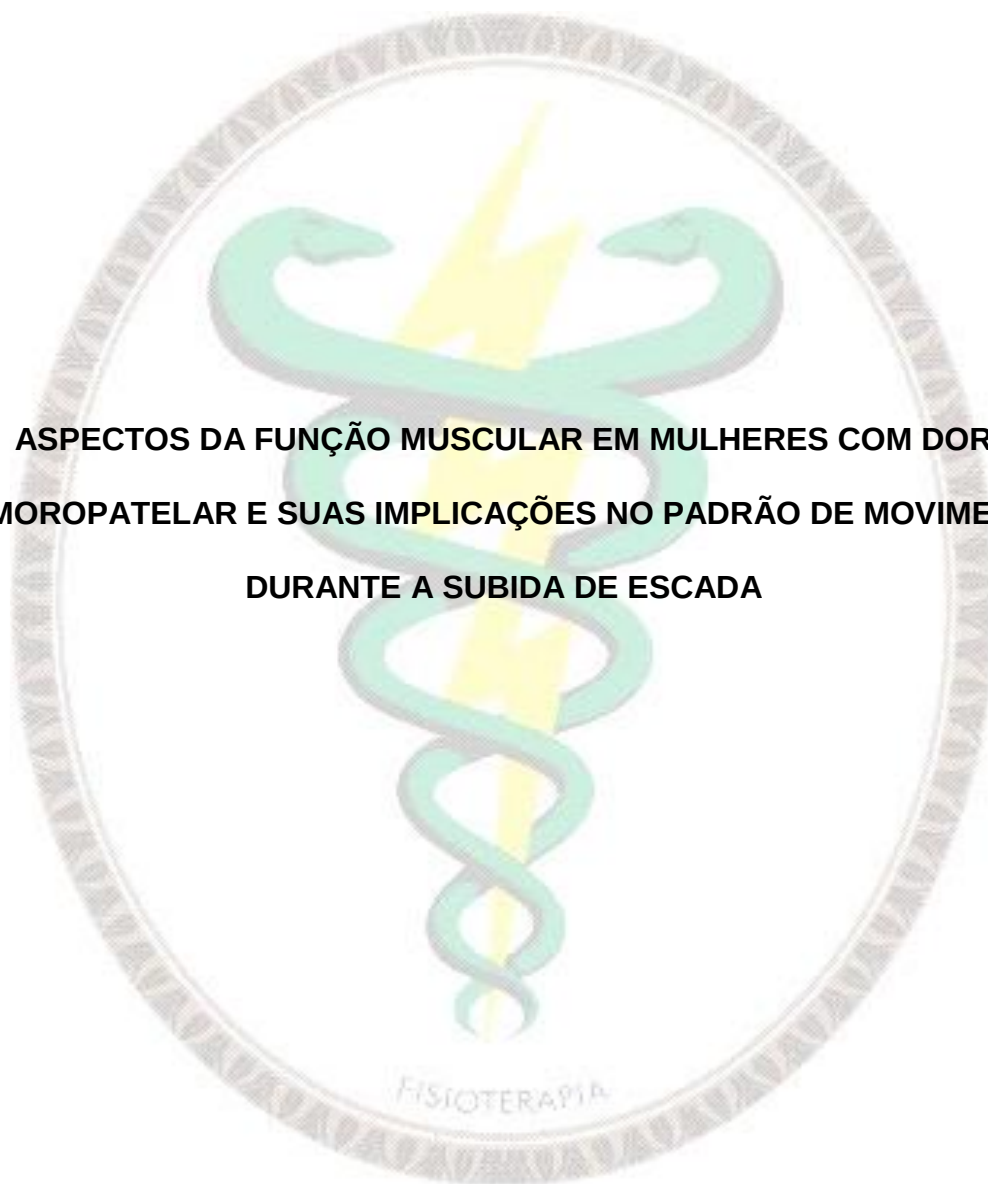


AMANDA SCHENATTO FERREIRA

**ASPECTOS DA FUNÇÃO MUSCULAR EM MULHERES COM DOR
FEMOROPATELAR E SUAS IMPLICAÇÕES NO PADRÃO DE MOVIMENTO
DURANTE A SUBIDA DE ESCADA**



PRESIDENTE PRUDENTE

2018

AMANDA SCHENATTO FERREIRA

**ASPECTOS DA FUNÇÃO MUSCULAR EM MULHERES COM DOR
FEMOROPATELAR E SUAS IMPLICAÇÕES NO PADRÃO DE MOVIMENTO
DURANTE A SUBIDA DE ESCADA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Faculdade de Ciências e Tecnologia - FCT/UNESP, campus de Presidente Prudente, para a obtenção do título de Mestra em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo

PRESIDENTE PRUDENTE

2018

Ficha catalográfica elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação - Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação - UNESP, Campus de Presidente Prudente

F439a Ferreira, Amanda Schenatto.
Aspectos da função muscular em mulheres com dor femoropatelar e suas implicações no padrão de movimento durante a subida de escada / Amanda Schenatto Ferreira. - 2018
81 f. : il.

Orientador: Fábio Micolis de Azevedo
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências e Tecnologia, Presidente Prudente, 2018
Inclui bibliografia

1. Dor anterior de joelho. 2. Torque muscular. 3. Cinemática. I. Ferreira, Amanda Schenatto. II. Azevedo, Fábio Micolis. III. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências e Tecnologia. IV. Título.

Claudia Adriana Spindola
CRB-8º/5790

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

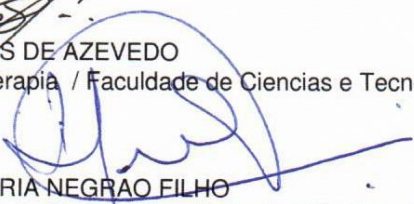
TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: ASPECTOS DA FUNÇÃO MUSCULAR EM MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR E SUAS IMPLICAÇÕES NO PADRÃO DE MOVIMENTO DURANTE A SUBIDA DE ESCADA

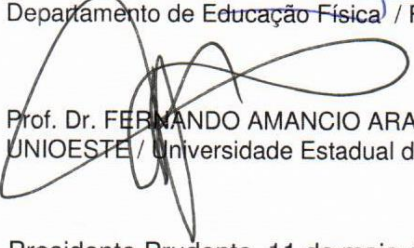
AUTORA: AMANDA SCHENATTO FERREIRA

ORIENTADOR: FABIO MÍCOLIS DE AZEVEDO

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra em FISIOTERAPIA, área: Avaliação e Intervenção em Fisioterapia pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. FABIO MÍCOLIS DE AZEVEDO
Departamento de Fisioterapia / Faculdade de Ciências e Tecnologia de Presidente Prudente - SP


Prof. Dr. RUBEN DE FARIA NEGRAO FILHO
Departamento de Educação Física / Faculdade de Ciências e Tecnologia de Presidente Prudente - SP


Prof. Dr. FERNANDO AMANCIO ARAGAO
UNIOESTE / Universidade Estadual do Oeste do Paraná

Presidente Prudente, 11 de maio de 2018

Dedicatória

*À minha amada família, por todo o suporte,
incentivo e compreensão. E especialmente em
memória de minha avó Esther Dias Ferreira.*

Agradecimentos

À Deus, meu guia e protetor, por todas as bênçãos concedidas e por jamais me desamparar nos momentos difíceis.

À toda a minha família. Em especial, aos meus pais Érica e Hélio, os primeiros a acreditarem em mim e no meu potencial. Obrigada pelo incentivo diário e por jamais pouparem esforços em oferecer todo o suporte necessário nesse período. À minha querida irmã, Giovanna, por me trazer leveza e alegria em todos os momentos. Vocês são meu maior exemplo de caráter e dedicação. Amo vocês incondicionalmente.

Ao meu orientador, Prof. Fábio Mícolis de Azevedo. Por essa oportunidade e por ter me recebido de braços abertos em seu grupo de pesquisa. Obrigada pelos ensinamentos diários, pelos desafios e por todo apoio oferecido a mim e a nossa pesquisa.

Ao Prof. Evangelos Pappas, por todo o suporte oferecido a mim e ao nosso projeto durante o período em Sydney. Sem dúvidas o estágio no exterior me proporcionou grande crescimento profissional e pessoal e será uma experiência que guardarei pelo resto da vida.

Aos meus amigos de laboratório, Danilo, Marcella, Ronaldo, Deisi, Marina, Bianca, Carmen, Liliam, Ana Flávia e Matheus, por toda a ajuda oferecida e companheirismo diário. Sinto muito orgulho em fazer parte de uma equipe tão comprometida, dedicada e unida.

À Julianna, pelo seu apoio incondicional que sempre me incentiva a ir além. Por sempre se fazer presente em todos os momentos da minha vida, mesmo a quilômetros de distância. A todos os meus queridos amigos, que mesmo de longe sempre torcem por mim e vibram pelas minhas conquistas.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP (processos nº 2016/02357-1 e 2017/06328-9) pelo apoio financeiro destinado a essa pesquisa.

E por fim, agradeço a todos que contribuíram direta ou indiretamente para que mais essa etapa pudesse ser concluída. Muito obrigada!

Sumário

Resumo.....	13
Abstract	14
Estrutura da dissertação	13
Estudo 1.....	14
1.1. INTRODUÇÃO	15
1.2. MÉTODOS	17
1.3. RESULTADOS.....	22
1.4. DISCUSSÃO	24
1.5. CONCLUSÃO	29
REFERÊNCIAS.....	29
Estudo 2.....	32
2.1. INTRODUÇÃO	33
2.2. MÉTODOS	34
2.3. RESULTADOS	39
2.4. DISCUSSÃO	43
2.5. CONCLUSÃO	47
REFERÊNCIAS.....	47
Estudo 3.....	51
3.1. INTRODUÇÃO	52
3.2. MÉTODOS	54
3.3. RESULTADOS	60
3.4. DISCUSSÃO	62
3.5. CONCLUSÃO	68
REFERÊNCIAS.....	68
Considerações finais e direcionamentos futuros.....	71
Apêndice 1.....	73
Apêndice 2.....	75
Anexo 1 – Versão publicada do estudo 3.....	77
Anexo 2 – Artigo em 1 minuto (infográfico estudo 3 – inglês)	78
Anexo 3 – Artigo em 1 minuto (infográfico estudo 3 – português) .	79
Anexo 4 – Artigo publicado em coautoria.....	80
Anexo 5 – Artigo publicado em coautoria.....	81

Lista de Figuras

- Figura 1.** O monitor foi posicionado 1 metro a frente das participantes durante: A) testes de extensão do joelho e B) testes de abdução do quadril; C) Representação de uma tentativa durante teste de contração isométrica submáxima dos abdutores de quadril em uma mulher do grupo DFP (linha azul) e uma mulher grupo controle (linha vermelha). A flutuação no sinal de torque, expressa como o coeficiente de variação, representa a estabilidade do torque. 21
- Figura 2.** Gráfico de dispersão demonstrando a relação entre: A) Dor auto-reportada durante teste de contração isométrica submáxima e estabilidade do torque de abdutores de quadril nas participantes com DFP; e B) Dor auto-reportada durante teste de contração isométrica submáxima e estabilidade do torque de extensores de joelho nas participantes com DFP. 24
- Figura 3.** A) Escada de sete degraus utilizada na coleta de dados. B) A plataforma de força foi mecanicamente acoplada ao chão (ou seja, sem contato com a estrutura da escada)..... 57
- Figura 4.** Gráfico de dispersão entre A) Pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril normalizado de acordo com a massa corporal ($\text{Nm} / \text{kg} \times 100$) versus pico de rotação interna do quadril (graus) no grupo DFP (amostra total); B) Pico de eversão do retropé (graus) versus pico de rotação interna quadril (graus) no grupo DFP (amostra total). 61

Lista de Tabelas

Tabela 1. Medidas auto-reportadas e comparações entre grupo para o pico de torque isométrico e estabilidade do torque durante a extensão de joelho e abdução de quadril.	23
Tabela 2. Comparações entre grupos do torque máximo e taxa de desenvolvimento do torque dos extensores de joelho.....	40
Tabela 3. Comparações entre grupos do torque máximo e taxa de desenvolvimento de torque dos abdutores de quadril.	42
Tabela 4. Critérios de inclusão e exclusão para DFP.	54
Tabela 5. Média (desvio padrão) dos dados demográficos, medidas auto-reportadas, medidas cinemáticas e medidas de torque das participantes com DFP.....	60

Lista de Abreviaturas

AFP – Articulação femoropatelar

AKPS – Anterior knee pain scale

CIVM – Contração isométrica voluntária máxima

CV – Coeficiente de variação

DFP – Dor femoropatelar

ES – Tamanho de efeito

EVA – Escala visual analógica

GC – Grupo controle assintomático

GDFP – Grupo dor femoropatelar

ICC – Coeficiente de correlação intraclass

IMC – Índice de massa corporal

OA – Osteoartrite

OAFP – Osteoartrite femoropatelar

OFM – Oxford foot model

PIG – Plug-in-gait

SEM – Erro padrão da medida

TDT – Taxa de desenvolvimento do torque

TM – Torque máximo

Resumo

A Dor Femoropatelar (DFP) acomete com maior frequência mulheres e é exacerbada ao executar atividades com suporte de peso associada a flexão do joelho, tais como subida de escada. Apesar da etiologia permanecer indefinida, diversos fatores são atribuídos ao desenvolvimento da DFP, dentre os quais destaca-se a diminuição do torque dos músculos do joelho e quadril. Entretanto, os tratamentos que visam o fortalecimento dessa musculatura nem sempre apresentam resultados eficazes a longo prazo. Dessa forma, outros importantes aspectos da função muscular podem estar sendo negligenciados e necessitam ser investigados, tais como a estabilidade do torque e a taxa de desenvolvimento do torque (potência muscular). Diante disso, os objetivos gerais desta dissertação foram investigar a estabilidade do torque, taxa de desenvolvimento do torque e torque máximo dos músculos extensores de joelho e abdutores de quadril em mulheres com DFP, além de determinar a influência do torque muscular do quadril e da cinemática do retopé no padrão de movimento durante atividade funcional de subida de escada. A mensuração das variáveis de torque foi realizada através de dinamômetro isocinético. Já a análise cinemática foi realizada durante subida de escada em um set up experimental composto por 9 câmeras infravermelho para captação de ângulos articulares do quadril e retopé. Observou-se que mulheres com DFP apresentam diminuição da estabilidade do torque, taxa de desenvolvimento do torque e torque máximo nos músculos extensores de joelho e abdutores de quadril em comparação a mulheres assintomáticas. Além disso, o torque muscular máximo do quadril foi capaz de prever de forma significativa o padrão de movimento alterado durante a subida de escada em mulheres com DFP. De acordo com estes resultados observa-se que importantes aspectos da função muscular têm sido negligenciados na literatura da DFP e precisam ser considerados durante a avaliação do indivíduo com DFP. Nesse sentido, exercícios de fortalecimento dos músculos do joelho e quadril associados a intervenções direcionadas a melhora da estabilidade do torque e potência muscular podem ser promissores para o tratamento da DFP.

Palavras-chave: Dor anterior de joelho; torque muscular; cinemática.

Abstract

Patellofemoral pain is more likely to affect women. Pain is exacerbated by activities that load the patellofemoral joint during weight bearing on a flexed knee, such as stair ascent. Despite the source of pain remains unclear, multiple factors have been proposed to explain the development of PFP, especially the impairment in knee and hip maximal strength. However, unfavorable recovery has been reported even after treatments focused on quadriceps and hip strengthening. Thus, other aspects of muscular function are possibly being neglected and should be better explored in PFP, such as force steadiness and rate of force development (muscle power). Therefore, the aims of this dissertation were to compare force steadiness, rate of force development and maximal strength of the knee extensors and hip abductors between women with PFP and pain-free controls and to investigate the influence of hip muscle strength and rearfoot kinematics on the movement pattern during stair ascent in women with PFP. Strength parameters were assessed using an isokinetic dynamometer. Kinematic analysis was performed during stair ascent tasks in an experimental set up composed by 9 cameras for acquisition of hip and rearfoot eversion joint angles. Women with PFP presented deficits in force steadiness, rate of force development and maximal strength of knee extensors and hip abductors compared with pain-free controls. Also, hip abductor strength explained significantly the variance of peak hip internal rotation during stair ascent in all women with PFP. These findings highlight that important components of muscle function have been neglected in PFP literature and should be considered during assessment of women with PFP. Therefore, evidence-based treatments aiming at improving force steadiness and muscle power may be a promising addition to the usual protocols of knee and hip strengthening for PFP management.

Keywords: Anterior knee pain; muscular strength; kinematic

Estrutura da dissertação

Esta dissertação está apresentada em consonância com as normas do modelo alternativo de dissertação do Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Fisioterapia da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”. O conteúdo desse trabalho contempla três estudos científicos originais que abordam como tema principal a **Dor Femoropatelar (DFP)**. O primeiro estudo, intitulado “*Comprometimento da estabilidade do torque isométrico do joelho e quadril em mulheres com dor femoropatelar*”, teve por objetivo avaliar um importante aspecto da função muscular até então pouco explorado nessa população: a estabilidade do torque isométrico em mulheres com DFP e o quanto essa estabilidade é afetada pela dor auto-reportada por essa população. Dando continuidade ao tema, no segundo estudo, intitulado “*Taxa de desenvolvimento do torque isométrico, concêntrico e excêntrico em mulheres com dor femoropatelar: estamos negligenciando importantes aspectos da função muscular?*”, investigou-se a taxa de desenvolvimento do torque durante contrações isométricas, concêntricas e excêntricas em mulheres com DFP, ampliando o conhecimento acerca de outro aspecto importante da função muscular e a maneira pelo qual é influenciado pela DFP. Por fim, no terceiro estudo objetivou-se dar seguimento à avaliação de um terceiro aspecto da função muscular e ainda incluir a avaliação de novos parâmetros cinemáticos durante a execução de atividade dinâmica; portanto, o estudo intitulado “*Qual o melhor preditor da excessiva rotação interna do quadril em mulheres com dor femoropatelar: eversão do retropé ou torque muscular do quadril? Explorando subgrupos*” investigou a influência do torque máximo do quadril e de alterações cinemáticas no retropé no padrão de movimento de mulheres com DFP durante subida de escadas.

Estudo 1

COMPROMETIMENTO DA ESTABILIDADE DO TORQUE ISOMÉTRICO DO JOELHO E QUADRIL EM MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR

Artigo submetido ao periódico *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*

(Fator de Impacto: 2.82)

1.1. INTRODUÇÃO

A dor femoropatelar (DFP) é uma condição comum do joelho, com alta incidência e prevalência na população geral [1]. A dor é exacerbada durante a execução de tarefas que aumentam a sobrecarga na articulação femoropatelar (AFP) incluindo o agachamento, a subida e descida de escadas e a contração isométrica do quadríceps [2]. A DFP não é uma condição auto-limitante; 50-91% dos indivíduos com DFP relatam persistência da dor até 20 anos após o diagnóstico inicial [3–5]. Além disso, a DFP pode estar associada ao futuro desenvolvimento da osteoartrite femoropatelar (OAFP) [6], já que pesquisas recentes indicam que ambas as condições comumente compartilham algumas alterações biomecânicas, sugerindo a progressão da DFP para OAFP [7].

Estudos recentes indicam diminuição do torque máximo dos músculos do joelho e do quadril em mulheres com DFP em comparação com indivíduos assintomáticos [8,9]. No entanto, a qualidade com que o torque submáximo é produzido é mais relevante do que o torque máximo durante atividades diárias dinâmicas (por exemplo, subida e descida de escadas, corrida e agachamento), pois a maioria delas requer apenas uma fração do torque máximo durante sua execução [10,11]. Uma das formas de avaliar esse diferente aspecto da função muscular é através da mensuração da estabilidade do torque, a qual representa a capacidade de produzir e manter uma contração submáxima constante, e que é necessário durante a execução de tarefas funcionais, como caminhada e subida e descida de escadas [12,13].

Até o momento não existem estudos sobre a estabilidade do torque na DFP, no entanto, o papel da estabilidade do torque vem sendo explorado na osteoartrite do joelho (OA). Estudos demonstram que indivíduos com OA de joelho apresentam redução na capacidade de realizar contrações submáximas do quadríceps de forma

estável [11,12,14], o que poderia ser consequência da dor [10,15]. Além disso, a melhor capacidade de estabilização do torque está correlacionada com melhor desempenho funcional [11,14], o que destaca as implicações clínicas desse déficit. No entanto, a estabilidade do torque e sua relação com a dor permanecem inexploradas em indivíduos com DFP. Tal investigação é extremamente importante do ponto de vista funcional, uma vez que atualmente os programas de exercício para reabilitação da DFP concentram-se principalmente no aumento do torque dos músculos do joelho e do quadril [16]. Caso os indivíduos com DFP apresentem comprometimento da estabilidade do torque, os programas de reabilitação devem incorporar exercícios que também abordem esse aspecto da função muscular, uma vez que é improvável que somente o fortalecimento seja eficaz para melhorar os déficits na estabilidade do torque [17]. De acordo com o princípio da especificidade do treinamento, os exercícios prescritos devem simular ao máximo as demandas da tarefa ou atividade [18]. Assim, intervenções que estimulem a produção de movimentos controlados dos membros inferiores com torque submáximo, tais como ioga, tai chi ou tarefas funcionais associadas ao *biofeedback* (ou seja, espelhos, vídeos e dispositivos de *biofeedback*) poderiam ser usadas para melhorar a estabilidade do torque [17,19,20].

Portanto, os objetivos deste estudo foram: (i) comparar o torque máximo e a estabilidade do torque dos músculos extensores de joelho e abdutores de quadril entre mulheres com DFP e indivíduos assintomáticos; e (ii) investigar se a dor auto-reportada prediz a estabilidade do torque dos extensores de joelho e abdutores de quadril durante atividade de contração isométrica submáxima.

1.2. MÉTODOS

Este estudo transversal foi elaborado conforme recomendações das diretrizes do *checklist* para estudos observacionais STROBE. Trinta mulheres com DPF (GDFP) e 30 mulheres assintomáticas com idade entre 18 e 35 anos foram recrutadas por meio de anúncios em academias, parques e mídia social, entre setembro de 2016 a maio de 2017. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética Local em Pesquisa com Seres Humanos (número de registro 1.484.129) e cada participante forneceu consentimento por escrito antes de sua participação.

Os critérios de inclusão e exclusão foram avaliados por um fisioterapeuta com mais de cinco anos de experiência clínica. As mulheres com DFP foram incluídas caso apresentassem (1) sintomas de início insidioso com duração de pelo menos 1 mês; (2) pior nível de dor na semana anterior de pelo menos 30mm na escala visual analógica de dor (EVA) que varia de 0 a 100mm; (3) dor anterior no joelho durante, pelo menos, duas das seguintes atividades: corrida, caminhada, salto, agachamento, subida e descida de escadas, ajoelhar ou ficar sentado por tempo prolongado [21]. Para ser incluído no grupo controle assintomático, as participantes não poderiam apresentar sinais ou sintomas de DFP ou alguma outra condição neurológica ou musculoesquelética. Os critérios de exclusão para ambos os grupos incluíram sinais ou sintomas de qualquer outra disfunção do joelho, história de cirurgia em qualquer articulação de membro inferior, história de subluxação patelar, evidência clínica de lesão meniscal ou instabilidade ligamentar e dor referida proveniente da coluna lombar.

O cálculo amostral para o presente estudo foi realizado através de dados preliminares (estudo piloto) do nosso laboratório. O parâmetro utilizado foi a

estabilidade do torque dos extensores de joelho, desvio padrão (2,72) e diferença a ser detectada (2,09). Para um teste com poder de 80% ($1-\beta=0.80$) e $\alpha=0.05$, o tamanho da amostra calculado foi de no mínimo 27 participantes em cada grupo.

Previamente a coleta de dados, foram obtidos dados demográficos, incluindo idade, massa corporal e altura. Todas as participantes foram questionadas com relação ao pior nível de dor no joelho durante o último mês e durante a coleta de dados (na execução dos testes de contração isométrica submáxima de extensão do joelho e abdução de quadril) mensuradas através da EVA de 0 - 100 mm. Além disso, foram obtidas medidas auto-reportadas acerca da duração dos sintomas (meses) e da função do joelho (anterior knee pain scale - AKPS) a fim de caracterizar a amostra.

A contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e a estabilidade do torque durante atividades de contração isométrica submáxima foram avaliadas durante a extensão de joelho e abdução de quadril utilizando dinamômetro isocinético (*Biodex System 4 Pro*, New York, USA). A ordem de avaliação dos grupamentos musculares foi randomizada a fim de evitar potencial viés. Para o GDFP, a coleta de dados foi realizada no membro inferior sintomático (sintomas unilaterais) ou mais sintomático (sintomas bilaterais) [22]. Para o grupo controle assintomático, o membro inferior dominante foi avaliado (identificado através do questionamento de qual membro inferior a participante usaria para chutar uma bola o mais forte possível) [23].

Previamente as avaliações, as participantes realizaram aquecimento durante 5 minutos em bicicleta ergométrica com intensidade submáxima. Para a avaliação dos extensores de joelho, as participantes foram testadas na posição sentada, com o quadril e o joelho não-avaliado flexionados a 90 graus. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur e foram utilizados quatro cintos para estabilização da participante, dois cruzando o tronco, um ao redor do

quadril e outro na região distal da coxa do membro inferior avaliado (Figura 1A). Os músculos extensores do joelho foram avaliados a 60 graus de flexão do joelho [14,22]. Para a avaliação dos abdutores de quadril, as participantes foram posicionadas em decúbito lateral com o membro inferior não-avaliado flexionado e fixado por meio de cintos. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado posteromedialmente à espinha ilíaca antero-superior, ao nível do trocanter maior do membro inferior avaliado e o braço de alavanca aplicou resistência ao aspecto lateral/distal da coxa, superiormente ao côndilo lateral do fêmur (Figura 1B). Os músculos abdutores do quadril foram avaliados a 20 graus de abdução do quadril [22]. Os testes de CIVM e de torque isométrico submáximo foram avaliados na mesma posição.

Previamente a realização do teste de CIVM, as participantes realizaram duas contrações submáximas durante 5 segundos, com intervalo de 1 minuto entre elas, para fins de familiarização. Em seguida, foram realizadas duas contrações isométricas máximas durante 5 segundos, com intervalo de 1 minuto entre cada tentativa para determinar a CIVM [14]. Durante o teste, o avaliador forneceu incentivo verbal padronizado para estimular a produção de torque máximo. O maior pico de torque atingido dentre as duas tentativas foi utilizado para calcular o torque-alvo durante os testes de contração isométrica submáxima [13,14].

Para o teste de contração isométrica submáxima, o valor do torque-alvo foi estimado através do torque máximo obtido no teste de CIVM, e correspondeu a 10% do torque máximo realizado por cada participante [10]. O monitor exibindo o torque-alvo juntamente com o torque gerado em tempo real foi posicionado 1 metro a frente da participante. Nesse monitor, a escala do eixo y do gráfico de torque foi ajustada para cobrir um intervalo equivalente a 20% da CIVM de cada participante (ou seja, 10% da CIVM abaixo e acima do torque-alvo). As participantes foram instruídas a

alinhar o torque exercido (linha vermelha) acima do torque-alvo (indicado por uma linha horizontal rosa no monitor) e então mantê-lo o mais estável possível por 20 segundos. As participantes realizaram duas tentativas de familiarização durante 10 segundos, com intervalo de 30 segundos entre elas, a fim de garantir que haviam compreendido o teste. Em seguida, foram realizadas três tentativas de contração isométrica submáxima durante 20 segundos, com intervalo de 1 minuto entre cada contração. A Figura 1C demonstra os dados coletados durante um teste de contração isométrica submáxima dos abdutores de quadril de uma mulher do grupo DFP e uma mulher assintomática do grupo controle.

Os dados do dinamômetro isocinético foram coletados com frequência de amostragem de 100 Hz e, em seguida, exportados e processados através de rotina personalizada no *software* MatLab® (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, EUA). Para o teste de CIVM, os valores de pico de torque (Nm) foram identificados e normalizados pela massa corporal ($[\text{Nm} / \text{kg}] \times 100$). Para o teste de contração isométrica submáxima, os três segundos de contração iniciais e finais foram descartados a fim de excluir a fase de ajuste e evitar transientes devido à adaptação e filtragem de sinal dos participantes, respectivamente. Os 14 segundos de contração restantes foram utilizados para análise. A estabilidade do torque foi calculada como o desvio padrão do torque sobre a média do torque (coeficiente de variação (CV) = $[\text{DP torque} / \text{média torque}] \times 100$) de cada tentativa, um método aceito para quantificar a variabilidade de torque normalizado [13].

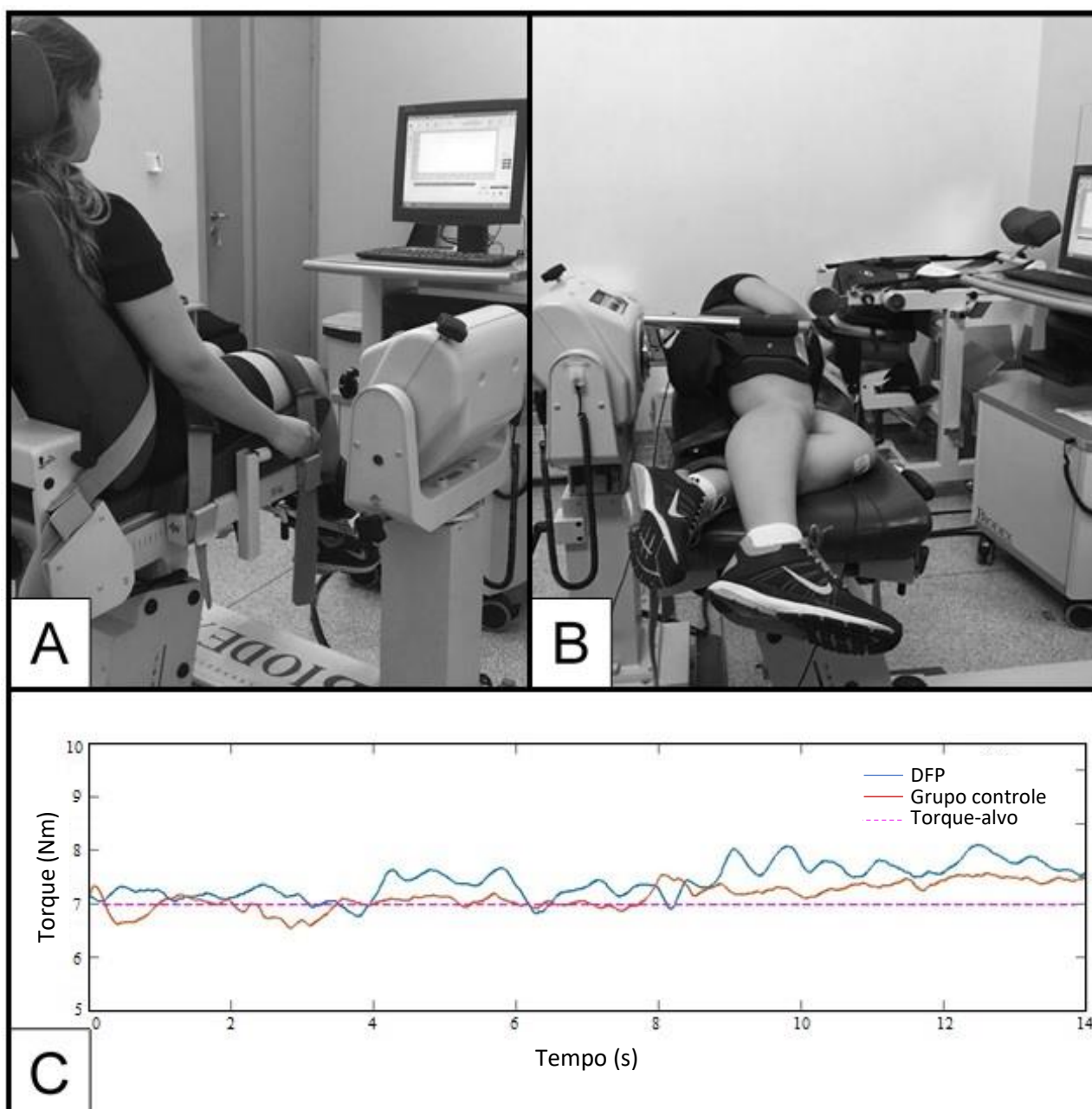


Figura 1. O monitor foi posicionado 1 metro a frente das participantes durante: A) testes de extensão do joelho e B) testes de abdução do quadril; C) Representação de uma tentativa durante teste de contração isométrica submáxima dos abdutores de quadril em uma mulher do grupo DFP (linha azul) e uma mulher grupo controle (linha vermelha). A flutuação no sinal de torque, expressa como o coeficiente de variação, representa a estabilidade do torque.

Todas as variáveis foram testadas quanto a distribuição normal pelo teste Shapiro-Wilk. A média de idade, altura, massa corporal, índice de massa corporal (IMC), pico de torque durante CIVM e estabilidade do torque (CV) foram comparadas entre os grupos utilizando o teste t de Student para amostras independentes.

Para o GDFP, foram realizadas análises de regressão linear para determinar a capacidade da variável independente (dor auto-reportada durante o teste de contração isométrica submáxima) em prever a variável dependente (estabilidade do torque (CV)) durante a extensão do joelho e abdução do quadril. A suposição de homogeneidade de variância e linearidade foi verificada. O desempenho geral dos modelos finais foi avaliado utilizando-se o R^2 , que estima variação da medida explicada pelo modelo. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando *Statistical Software for Social Sciences Version 23.0* (IBM SPSS Inc, Chicago, IL).

1.3. RESULTADOS

Não houve diferença significativa entre os grupos na idade (GDFP = $21,26 \pm 3,06$ anos; grupo controle assintomático = $22,10 \pm 2,78$ anos; $p = 0,27$), massa corporal (GDFP = $62,66 \pm 10,61$ kg; grupo controle assintomático = $57,66 \pm 8,76$ kg; $p = 0,05$), altura (GDFP = $1,62 \pm 0,05$ m; grupo controle assintomático = $1,61 \pm 0,06$ m; $p = 0,56$) e IMC (GDFP = $23,80 \pm 3,86$ kg/m²; grupo controle assintomático = $22,15 \pm 3,07$ kg/m²; $p = 0,07$). As medidas auto-reportadas de dor, função e duração dos sintomas do GDFP estão reportadas na Tabela 1.

Mulheres com DFP apresentaram redução de 36% do torque máximo dos extensores de joelho e redução de 33% do torque máximo dos abdutores de quadril ($p < 0,001$) comparadas ao grupo controle assintomático. Mulheres com DFP também

apresentaram redução de 70% da estabilidade do torque dos extensores de joelho ($p = 0,036$) e redução de 60% da estabilidade do torque dos abdutores de quadril (ou seja, maior CV do torque) ($p < 0,001$) (Tabela 1).

Tabela 1. Medidas auto-reportadas e comparações entre grupo para o pico de torque isométrico e estabilidade do torque durante a extensão de joelho e abdução de quadril.

Variável	GDFP n = 30	Grupo controle assintomático n = 30	Diferença média (95% IC)
<i>Medidas auto-reportadas</i>			
Pior dor do último mês (EVA)	51,67 (16,15)	N/A	N/A
Dor durante a extensão de joelho (EVA)	28,00 (19,93)	N/A	N/A
Dor durante a abdução de quadril (EVA)	23,66 (26,45)	N/A	N/A
Duração dos sintomas (meses)	60,53 (54,01)	N/A	N/A
Função auto-reportada (AKPS)	68,37 (11,18)	100,00 (0,00)	-30,30 (-34,46; -26,13)*
<i>Extensão de joelho</i>			
Pico de torque (CIVM) (N.m.kg ⁻¹)	182,26 (49,92)	286,25 (63,78)	-103,99 (-133,59; -74,39)*
Estabilidade do torque (CV %)	10,05 (16,95)	3,01 (1,05)	7,03 (0,47; 13,59)*
<i>Abdução de quadril</i>			
Pico de torque (CIVM) (N.m.kg ⁻¹)	85,05 (26,19)	126,93 (32,34)	-41,87 (-57,08; -26,66)*
Estabilidade do torque (CV %)	23,42 (11,47)	9,33 (3,87)	14,08 (9,41; 18,76)*

Os dados estão apresentados como média (desvio padrão). Abreviações: GDFP = Grupo dor femoropatelar; 95% IC = Intervalo de confiança 95%; EVA = Escala visual analógica (0 - 100 mm); AKPS = *Anterior knee pain scale* (0 – 100); CIVM = contração isométrica voluntária máxima; N/A = Comparação não aplicável; CV = Coeficiente de variação. * = Diferença significativa ($p < 0,05$).

A dor auto-reportada foi capaz de prever significativamente a estabilidade do torque (CV) dos extensores de joelho ($R^2= 0,38$; $B= 0,52$; 95% IC 0,26 a 0,79; $p < 0,001$), mas não foi capaz de prever a estabilidade do torque (CV) dos abdutores de quadril ($R^2= 0,002$; $B= -0,02$; 95% IC -0,20 a 0,16; $p = 0,81$) (Figura 2).

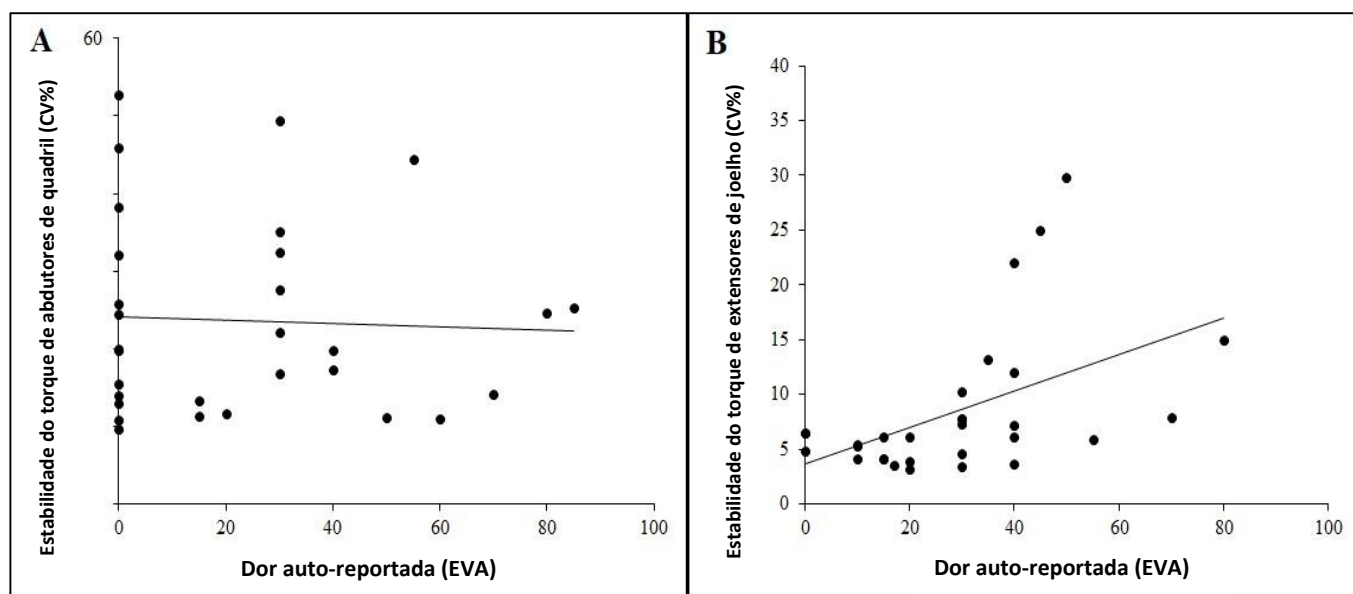


Figura 2. Gráfico de dispersão demonstrando a relação entre: A) Dor auto-reportada durante teste de contração isométrica submáxima e estabilidade do torque de abdutores de quadril nas participantes com DFP; e B) Dor auto-reportada durante teste de contração isométrica submáxima e estabilidade do torque de extensores de joelho nas participantes com DFP.

1.4. DISCUSSÃO

Os achados do presente estudo fornecem novas informações acerca dos déficits na estabilidade do torque isométrico dos extensores de joelho e abdutores de quadril em mulheres com DFP e expande o corpo de evidências prévias que reportam redução do torque máximo em mulheres com DFP [8,9]. Além disso, a dor no joelho

auto-reportada durante o teste de contração isométrica submáxima explicou 38% da variabilidade na estabilidade do torque dos extensores de joelho.

Até o momento, nenhum estudo prévio investigou a estabilidade do torque em indivíduos com DFP e, portanto, torna-se difícil estabelecer comparação entre nossos achados e resultados anteriores. Entretanto, déficits na estabilização do torque foram relatados anteriormente em indivíduos com OA de joelho; estudos prévios demonstraram que indivíduos com OA de joelho produziram contrações concêntricas e excêntricas com menor estabilidade durante a extensão do joelho em comparação com indivíduos assintomáticos [11,15]. Portanto, os achados similares entre o presente estudo e estudos prévios em OA de joelho somam às evidências que demonstram similaridades nas alterações biomecânicas apresentadas em ambas as condições, supostamente sugerindo que a DFP pode representar uma condição que precede a OA de joelho [6,7].

Apesar de nossa amostra de mulheres com DFP ter apresentado comprometimento tanto no torque máximo quanto na estabilidade do torque, a importância dos déficits na estabilidade do torque é destacada quando comparado aos déficits de torque máximo. Os déficits na estabilização do torque foram superiores a 60%, enquanto os déficits no torque máximo foram inferiores a 36%. Esses achados demonstram que os déficits encontrados na estabilidade do torque representam quase o dobro dos déficits encontrados no torque máximo. Em estudo recente, outro aspecto da função muscular foi explorado em mulheres com DFP, a potência muscular, mensurada através da taxa de desenvolvimento do torque durante contrações isométricas. Os autores reportaram que mulheres com DFP apresentaram redução de 33-55% na taxa de desenvolvimento do torque dos músculos do quadril quando comparado a indivíduos assintomáticos [24]. Portanto, nossos achados indicando

maiores déficits na estabilidade do torque comparado a déficits de torque máximo, somado aos déficits de potência muscular relatados anteriormente [24] destacam que a estabilidade do torque pode ser um aspecto da função muscular que merece atenção em mulheres com DFP. O comprometimento na capacidade dos músculos extensores do joelho e abdutores do quadril em produzir e controlar contrações submáximas de forma constante e estável pode ser o mecanismo pelo qual os indivíduos com DFP apresentam redução da habilidade em realizar atividades diárias, atividades físicas e atividades esportivas [2,10]. Essa possível associação é sustentada por estudos prévios que relataram correlação significativa entre a estabilidade do torque e o desempenho funcional na OA de joelho [11] e OA de quadril [14]. Pesquisas futuras são necessárias para explorar a relação entre déficits na estabilidade do torque e o desempenho funcional durante atividades que comumente exacerbam a dor em indivíduos com DFP, como a subida e descida de escadas [2].

A dor no joelho auto-reportada durante o teste de contração isométrica submáxima foi capaz de prever significativamente o déficit na estabilidade do torque dos extensores de joelho em mulheres com DFP. Em estudo recente, Rice e colaboradores [10] demonstraram que a dor no joelho (induzida experimentalmente através de injeções de solução salina em indivíduos assintomáticos) reduziu significativamente a estabilidade do torque dos extensores de joelho [10]. Entretanto, é importante destacar que existe grande diferença entre a dor aguda induzida experimentalmente e a DFP, a qual é uma condição multifatorial que inclui dor na região peripatelar de característica crônica e intermitente [2,25]. No entanto, pode-se especular que comprometimentos na integração sensório-motora poderiam estar associados à redução da estabilidade do torque de extensão do joelho [10,26]. A ativação de vias nociceptivas, que convergem em interneurônios espinais comuns[27],

poderia alterar o processamento da informação sensorial que conecta esses interneurônios, dificultando a interpretação da informação sensorial pelo sistema nervoso central, aumentando assim as flutuações durante a produção de torque [26]. Assim, o alívio da dor pode eventualmente melhorar a estabilidade do torque de extensão do joelho em mulheres com DFP. Portanto, pesquisas futuras (por exemplo, explorando a associação entre a excitabilidade do reflexo de Hoffmann [21,28] e a estabilidade do torque) são necessárias para melhorar a compreensão acerca dos mecanismos neurais relacionados com o comprometimento que indivíduos com DFP apresentam para gerar torque de forma estável. Isso poderia auxiliar no desenvolvimento de intervenções mais eficazes direcionadas aos mecanismos “chave” por trás da interação entre as vias de dor e a estabilização do torque.

Em contraste com os achados durante a extensão do joelho, a dor no joelho auto-reportada não foi capaz de prever a estabilidade do torque dos abdutores de quadril. É importante notar que o movimento de abdução do quadril possui menor propensão de gerar dor no joelho, pois envolve a contração de musculatura proximal. Nesse sentido, esses achados sugerem que a dor por si só não é responsável pelos déficits na estabilidade do torque dos abdutores de quadril. Portanto, outros mecanismos subjacentes devem estar relacionados com o comprometimento na estabilidade do torque dos abdutores de quadril, como diminuição do número de unidades motoras ativas e propriedades da taxa de disparo [10,29].

Independente dos possíveis mecanismos, o novo achado acerca dos déficits na estabilidade do torque dos extensores de joelho e a abdutores de quadril em mulheres com DFP possui importante implicação clínica. Atualmente, os programas de exercício prescritos durante o tratamento de indivíduos com DFP geralmente focam no aumento da força muscular do joelho e quadril e raramente consideram exercícios

direcionados para estabilidade do torque [16]. Portanto, nossos achados sugerem que a incorporação de intervenções direcionadas a estabilidade do torque pode ser promissora para melhorar a eficácia do tratamento da DFP. Apoiando essa recomendação, Hart e colaboradores [30] investigaram a eficácia de um treinamento de 8 semanas para estabilidade do torque (prática de Bikram yoga) em jovens adultos assintomáticos, e encontraram que o aumento na estabilidade do torque dos extensores de joelho apresentada pelo grupo yoga correlacionou com o nível de estabilidade do torque pré-treinamento (ou seja, para os indivíduos com menor estabilidade do torque previamente a intervenção, a eficácia do treinamento foi maior). Além disso, Christou e colaboradores [17] demonstraram que um treinamento de 20 semanas para estabilidade funcional (Tai Chi), baseado em controlar movimentos do corpo em diferentes direções com intensidade leve a moderada, proporcionou aumento do torque máximo e da estabilidade do torque dos extensores do joelho em população idosa; no entanto, não foi encontrada relação entre o aumento da estabilidade do torque e o aumento do torque máximo. Esses achados reforçam a necessidade da prescrição de treinamento individualizado e direcionado especificamente às alterações apresentadas por indivíduos com DFP nos diferentes aspectos da função muscular [18,19]. Além disso, estudos demonstram que treinamentos associando exercícios com dispositivos de *biofeedback* podem melhorar a qualidade do exercício em adolescentes com DFP [19,20]. Portanto, futuros ensaios clínicos randomizados são necessários para investigar se treinamentos de estabilidade do torque associado a intervenções para reduzir a dor no joelho podem melhorar a estabilidade do torque durante a abdução do quadril e extensão do joelho.

Algumas limitações do presente estudo precisam ser abordadas. A estabilidade do torque foi avaliada apenas durante contrações isométricas, entretanto, a avaliação

durante contrações concêntricas e excêntricas poderiam fornecer panorama mais completo sobre aspectos da função muscular de mulheres com DFP durante tarefas funcionais. Além disso, o *design* do presente estudo não permite a diferenciação entre causa e efeito a respeito da relação entre o comprometimento da estabilidade do torque e a dor no joelho.

1.5. CONCLUSÃO

Mulheres com DFP apresentam redução do torque máximo e estabilidade do torque dos extensores de joelho e abdutores de quadril comparadas ao grupo controle assintomático. Além disso, a dor auto-reportada foi capaz de predizer a redução na estabilidade do torque dos extensores de joelho, mas não a redução na estabilidade do torque dos abdutores de quadril. Os achados do presente estudo destacam que importantes aspectos da função muscular têm sido negligenciados na literatura da DFP. Portanto, exercícios de fortalecimento dos músculos do joelho e quadril associados a intervenções direcionadas a melhora da estabilidade do torque podem ser promissores para o tratamento da DFP.

REFERÊNCIAS

- [1] B.E. Smith, J. Selfe, D. Thacker, P. Hendrick, M. Bateman, F. Moffatt, M.S. Rathleff, T.O. Smith, P. Logan, Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis, PLoS One. 13 (2018) e0190892. doi:10.1371/journal.pone.0190892.
- [2] K.M. Crossley, J.J. Stefanik, J. Selfe, N.J. Collins, I.S. Davis, C.M. Powers, J. McConnell, B. Vicenzino, D.M. Bazett-Jones, J.F. Esculier, D. Morrissey, M.J. Callaghan, 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 m, Br. J. Sports Med. 50 (2016) 839–843. doi:10.1136/bjsports-2016-096384.
- [3] C.R. Rathleff, J.L. Olesen, E.M. Roos, S. Rasmussen, M.S. Rathleff, Half of 12-

- 15-year-olds with knee pain still have pain after one year, *Dan. Med. J.* 60 (2013) 1–5.
- [4] E. Stathopulu, E. Baildam, Anterior knee pain: A long-term follow-up, *Rheumatology*. 42 (2003) 380–382. doi:10.1093/rheumatology/keg093.
 - [5] M.J. Thomas, L. Wood, J. Selfe, G. Peat, Anterior knee pain in younger adults as a precursor to subsequent patellofemoral osteoarthritis: a systematic review, *BMC Musculoskelet. Disord.* 11 (2010) 201. doi:10.1186/1471-2474-11-201.
 - [6] K.M. Crossley, Is patellofemoral osteoarthritis a common sequela of patellofemoral pain?, *Br. J. Sports Med.* 48 (2014) 409–410. doi:10.1136/bjsports-2014-093445.
 - [7] N. Wyndow, N. Collins, B. Vicenzino, K. Tucker, K. Crossley, Is there a biomechanical link between patellofemoral pain and osteoarthritis? A narrative review, *Sport. Med.* 46 (2016) 1797–1808. doi:10.1007/s40279-016-0545-6.
 - [8] D. Kaya, S. Citaker, U. Kerimoglu, O.A. Atay, J. Nyland, M. Callaghan, Y. Yakut, I. Yüksel, M.N. Doral, Women with patellofemoral pain syndrome have quadriceps femoris volume and strength deficiency, *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.* 19 (2011) 242–247. doi:10.1007/s00167-010-1290-2.
 - [9] J. Van Cant, C. Pineux, L. Pitance, V. Feipel, Hip muscle strength and endurance in females with patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis, *Int. J. Sports Phys. Ther.* 9 (2014) 564–582.
 - [10] D.A. Rice, P.J. McNair, G.N. Lewis, J. Mannion, Experimental knee pain impairs submaximal force steadiness in isometric, eccentric, and concentric muscle actions, *Arthritis Res. Ther.* 17 (2015) 259. doi:10.1186/s13075-015-0768-1.
 - [11] T. Hortobagyi, J. Garry, D. Holbert, P. DeVita, Aberrations in the control of quadriceps muscle force in patients with knee osteoarthritis, *Arthritis Care Res.* 51 (2004) 562–569. doi:10.1002/art.20545.
 - [12] T.J. Sørensen, H. Langberg, J. Aaboe, T. Bandholm, H. Bliddal, M. Henriksen, The association between submaximal quadriceps force steadiness and the knee adduction moment during walking in patients with knee osteoarthritis., *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 41 (2011) 592–599. doi:10.2519/jospt.2011.3481.
 - [13] K. Chung-hoon, B.L. Tracy, L.E. Dibble, R.L. Marcus, P. Burgess, P.C. LaStayo, The association between knee extensor force steadiness, force accuracy and mobility in older adults who have fallen, *J. Geriatr. Phys. Ther.* 39 (2016) 1–7. doi:10.1519/JPT.0000000000000044.The.
 - [14] Y.H. Pua, R.A. Clark, A.L. Bryant, Physical function in hip osteoarthritis: relationship to isometric knee extensor steadiness, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 91 (2010) 1110–1116. doi:10.1016/j.apmr.2010.04.001.
 - [15] J.W. Smith, R.L. Marcus, C.L. Peters, C.E. Pelt, B.L. Tracy, P.C. LaStayo, Muscle force steadiness in older adults before and after total knee arthroplasty, *J. Arthroplasty*. 29 (2014) 1143–1148. doi:10.1016/j.arth.2013.11.023.
 - [16] R.A. Van Der Heijden, N.E. Lankhorst, R. Van Linschoten, S.M.A. Bierma-zeinstra, M. van Middelkoop, Exercise for treating patellofemoral pain syndrome (Review), *Cochrane Database Syst Rev.* 20 (2015) CD01038. doi:10.1002/14651858.CD010387.pub2.
 - [17] E.A. Christou, Y. Yang, K.S. Rosengren, Taiji training improves knee extensor strength and force control in older adults, *J. Gerontol. Med. Sci.* 58 (2003) 763–766.
 - [18] D.G. Behm, T. Muehlbauer, A. Kibele, U. Granacher, Effects of strength training using unstable surfaces on strength, power and balance performance

- across the lifespan: a systematic review and meta-analysis, *Sport. Med.* 45 (2015) 1645–1669. doi:10.1007/s40279-015-0384-x.
- [19] C.J. Barton, S. Lack, S. Hemmings, S. Tufail, D. Morrissey, The “Best Practice Guide to Conservative Management of Patellofemoral Pain”: incorporating level 1 evidence with expert clinical reasoning, *Br. J. Sports Med.* 49 (2015) 923–934. doi:10.1136/bjsports-2014-093637.
 - [20] H. Riel, M. Matthews, B. Vicenzino, T. Bandholm, K. Thorborg, M.S. Rathleff, Feedback leads to better exercise quality in adolescents with patellofemoral pain, *Med. Sci. Sport. Exerc.* (2017). doi:10.1249/MSS.0000000000001412.
 - [21] D. De Oliveira Silva, F.H. Magalhães, N.C. Faria, D. Ferrari, M.F. Pazzinatto, E. Pappas, F.M. de Azevedo, Vastus medialis hoffmann reflex excitability is associated with pain level, self-reported function, and chronicity in women with patellofemoral pain, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 98 (2017) 114–119. doi:10.1016/j.apmr.2016.06.011.
 - [22] T.H. Nakagawa, R. de M. Baldon, T.B. Muniz, F.V. Serrão, Relationship among eccentric hip and knee torques, symptom severity and functional capacity in females with patellofemoral pain syndrome, *Phys. Ther. Sport.* 12 (2011) 133–139. doi:10.1016/j.ptsp.2011.04.004.
 - [23] R.D.M. Baldon, D.F.M. Lobato, L.P. Carvalho, P.Y.L. Wun, P.R.P. Santiago, F.V. Serrão, Effect of functional stabilization training on lower limb biomechanics in women, *Med. Sci. Sports Exerc.* 44 (2012) 135–145. doi:10.1249/MSS.0b013e31822a51bb.
 - [24] G.S. Nunes, C.J. Barton, F.V. Serrão, 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.* 21 (2018) 123–128. doi:10.1016/j.jsams.2017.05.014.
 - [25] M.S. Rathleff, K.K. Petersen, L. Arendt-Nielsen, K. Thorborg, T. Graven-Nielsen, Impaired conditioned pain modulation in young female adults with long-standing patellofemoral pain: a single blinded cross-sectional study, *Pain Med.* (2015) 1–9. doi:10.1093/pm/pnv017.
 - [26] S.E. Salomoni, A. Ejaz, A.C. Laursen, T. Graven-Nielsen, Variability of three-dimensional forces increase during experimental knee pain, *Eur. J. Appl. Physiol.* 113 (2013) 567–575. doi:10.1007/s00421-012-2461-2.
 - [27] J.B. Nielsen, Sensorimotor integration at spinal level as a basis for muscle coordination during voluntary movement in humans, *J. Appl. Physiol.* 96 (2004) 1961–1967. doi:10.1152/japplphysiol.01073.2003.
 - [28] D. De Oliveira Silva, F.H. Magalhães, N.C. Faria, M.F. Pazzinatto, D. Ferrari, E. Pappas, F.M. De Azevedo, Lower amplitude of the hoffmann reflex in women with patellofemoral pain: thinking beyond proximal, local, and distal factors, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 97 (2016) 1115–1120. doi:10.1016/j.apmr.2015.12.017.
 - [29] G.L. Santos, L.F. García-Salazar, M.B. Souza, A.B. Oliveira, P.R. Camargo, T.L. Russo, Torque steadiness and muscle activation are bilaterally impaired during shoulder abduction and flexion in chronic post-stroke subjects, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 30 (2016) 151–160. doi:10.1016/j.jelekin.2016.07.003.
 - [30] C.E.F. Hart, B.L. Tracy, Yoga as a steadiness training: effects on motor variability in young adults, *J. Strength Cond. Res.* 22 (2008) 1659–1669.

Estudo 2

**TAXA DE DESENVOLVIMENTO DO TORQUE ISOMÉTRICO, CONCÊNTRICO E
EXCÊNTRICO EM MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR: ESTAMOS
NEGLIGENCIANDO IMPORTANTES ASPECTOS DA FUNÇÃO MUSCULAR?**

Artigo submetido ao periódico *Journal of Science and Medicine in Sport*

(Fator de Impacto: 3.85)

2.1. INTRODUÇÃO

A dor femoropatelar (DFP) é uma condição multifatorial comum no joelho, responsável por cerca de 12-40% de todos os casos relacionados a dor no joelho diagnosticados em clínicas gerais e de medicina esportiva [1,2], sendo as mulheres duas vezes mais propensas a desenvolver DFP que homens [3]. Além disso, é altamente prevalente entre praticantes de esporte, tais como ciclistas profissionais, corredores e atletas amadores [4]. A dor é agravada durante a execução de atividades que sobrecarregam a articulação femoropatelar (AFP), o que pode reduzir a prática esportiva e a capacidade funcional [5]. Embora a fonte exata da dor não esteja definida, múltiplos fatores propostos a fim de explicar o desenvolvimento da dor convergem para o pressuposto principal de sobrecarga anormal na AFP (ou seja, aumento do estresse articular) [6].

Evidências indicam que indivíduos com DFP apresentam redução do torque de extensão do joelho e de abdução do quadril [7,8], entretanto, aparentemente apenas a redução do torque de extensão do joelho é um fator de risco para o desenvolvimento da DFP [9]. Ambos os grupos musculares agem como estabilizadores dinâmicos da patela, no caso dos extensores de joelho [10], e do fêmur, no caso dos abdutores de quadril [11], portanto, o comprometimento no torque muscular poderia estar associado ao elevado estresse na AFP [6]. Nesse sentido, o tratamento da DFP tradicionalmente é direcionado ao fortalecimento do quadríceps e dos músculos do quadril [12]. No entanto, a recuperação desfavorável após o tratamento relatado por mais da metade dos indivíduos com DFP [13] indica que abordar apenas o torque do joelho e do quadril provavelmente não representa o tratamento ideal para indivíduos com DFP. Talvez, déficits em outros aspectos da função muscular possivelmente estejam sendo negligenciados e necessitam ser melhor explorados na DFP.

Um importante aspecto da função muscular é a “força explosiva”, ou seja, a capacidade de aumentar a força (torque) a partir de um nível baixo ou de repouso o mais rápido possível, a qual pode ser mensurada através da taxa de desenvolvimento do torque (TDT) [14]. Estudos prévios relatam que a TDT possui melhor relação com o desempenho tanto em atividades funcionais quanto em gestos esportivos comparado ao torque máximo [15]. Recentemente, uma evidência preliminar indicou que mulheres com DFP apresentam déficits na TDT isométrico dos abdutores e extensores de quadril, que por sua vez foram maiores do que os déficits encontrados no torque isométrico máximo [16]. Entretanto, como a DFP está diretamente relacionada com atividades dinâmicas [5], realizar uma avaliação mais ampla que também inclua medidas da TDT durante contrações concêntricas e excêntricas, pode melhorar a compreensão acerca do papel da “força explosiva” na DFP.

Portanto, o objetivo deste estudo foi investigar o torque máximo e a TDT dos músculos extensores do joelho e abdutores do quadril durante contrações isométricas, concêntricas e excêntricas em mulheres com DFP comparadas a mulheres assintomáticas. De acordo com nossa hipótese, mulheres com DFP apresentariam redução do torque máximo e da TDT nos extensores do joelho e abdutores do quadril em todos os tipos de contrações.

2.2. MÉTODOS

Setenta e seis mulheres com idade entre 18 e 35 anos foram incluídas e divididas em dois grupos: grupo DFP (GDFP; $n = 38$) e grupo assintomático (GC; $n = 38$). As participantes foram recrutadas entre setembro de 2016 e maio de 2017 por meio de anúncios em universidades e mídias sociais (*Facebook*). O cálculo amostral do presente estudo foi realizado com base em estudo prévio [16]. O tamanho da

amostra para detectar diferença entre grupos de 0,23 (DP 0,39) na TDT isométrico dos abdutores de quadril, considerando $\alpha = 0,05$ e poder de 80%, foi de 35 participantes por grupo. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética Local em Pesquisa com Seres Humanos (número de aprovação 1.484.129) e todos os participantes forneceram consentimento por escrito.

Os critérios de elegibilidade foram baseados em estudo prévio [5]. Os seguintes critérios de inclusão para o GDFP foram avaliados por um fisioterapeuta (> 7 anos de experiência): (1) sintomas da DFP ao realizar pelo menos duas das seguintes atividades: sentar por tempo prolongado, agachar, ajoelhar, correr, subir e descer escadas, saltar e aterrissar; (2) sintomas de início insidioso com duração de pelo menos 4 meses; (3) pior nível de dor no joelho no mês anterior correspondente a pelo menos 30 mm na escala de dor analógica visual (EVA) de 0 a 100 mm. Para serem incluídas no GC, as participantes não poderiam apresentar sinais ou sintomas de DFP ou outra condição neurológica e musculoesquelética. Os critérios de exclusão para o GDFP e GC, também avaliados por um fisioterapeuta, incluíram sinais ou sintomas de qualquer outra disfunção do joelho, história de cirurgia em qualquer articulação de membro inferior, história de subluxação patelar, evidência clínica de lesão meniscal ou instabilidade ligamentar e dor referida proveniente da coluna lombar.

Previamente a coleta de dados, foram registrados dados demográficos, incluindo idade, peso e altura. Em seguida, foi solicitado que todas as participantes avaliassem o pior nível de dor no joelho durante o último mês e o nível de dor atual mensuradas pela EVA de 0 a 100 mm. Além disso, a duração dos sintomas (meses) e a função auto-reportada (*anterior knee pain scale* – AKPS [17,18]) foram registradas. As avaliações isocinéticas foram realizadas em uma única sessão e conduzidas sempre pelo mesmo avaliador, o qual não foi informado acerca do grupo em que as

participantes pertenciam. Para o GDFP, a coleta de dados foi realizada no membro inferior sintomático (sintomas unilaterais) ou no mais sintomático (sintomas bilaterais) [19]. Para o GC, o membro dominante foi avaliado (identificado através do questionamento de qual perna a participante usaria para chutar uma bola o mais forte possível) [16].

O torque isométrico, concêntrico e excêntrico dos extensores de joelho e abdutores de quadril foram avaliados através de dinamômetro isocinético (Biodex System 4 Pro, New York, USA) com frequência de amostragem de 100 Hz. O dinamômetro foi calibrado no início de cada período de coleta de dados. A ordem de avaliação dos grupos musculares (extensores do joelho ou abdutores do quadril) e do tipo de contração (isométrica, concêntrica e excêntrica) foi determinada aleatoriamente. Antes do teste, cada participante realizou aquecimento submáximo durante 5 minutos em bicicleta ergométrica.

Para os três tipos de contração (isométrica, concêntrica e excêntrica), as participantes foram previamente instruídas a realizar a contração da maneira mais forte e rápida possível [15,16]. Além disso, receberam encorajamento verbal padronizado durante toda a avaliação a fim de que a potência máxima fosse atingida, enquanto um *feedback* visual em tempo real da curva torque-tempo estava disponível [20]. Para os testes isométricos, as participantes realizaram duas contrações submáximas durante 6 segundos, com intervalo de 1 minuto entre elas, para fins de familiarização. Em seguida, realizaram duas contrações máximas durante 6 segundos, com intervalo de 3 minutos entre elas [16]. Para os testes concêntricos e excêntricos, as participantes realizaram uma série de cinco contrações submáximas e uma série de duas contrações máximas, com um intervalo de 1 minuto entre as séries, para fins de familiarização. Em seguida, realizaram três contrações máximas,

com intervalo 3 minutos entre elas [21–23]. Os testes concêntricos e excêntricos foram realizados em velocidade angular de 30°/s [21,22,24]. A influência da gravidade no torque foi corrigida automaticamente pelo *software* do dinamômetro.

Para a avaliação dos extensores do joelho, as participantes foram posicionadas sentadas, com 90° de flexão de quadril e joelho. O membro inferior testado, o tronco e o quadril da participante foram estabilizados por meio de um cinto na região superior da coxa, dois cruzando o tronco e outro ao redor do quadril. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur. O braço de alavanca, o qual aplicou resistência à porção distal da tíbia, foi ajustado de acordo com o comprimento da perna de cada participante. O torque isométrico foi testado a 60° de flexão de joelho e o torque concêntrico/excêntrico foi testado na amplitude de movimento de 20° a 90° de flexão do joelho [22].

Para a avaliação dos abdutores de quadril, A participante foi posicionada em decúbito lateral, com o membro inferior a ser avaliado posicionado superiormente, de forma neutra (0° de flexão/abdução/rotação de quadril) e com joelho estendido. O membro inferior não-avaliado foi flexionado e fixado por meio de cintos. A estabilização do tronco foi realizada por meio de dois cintos. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado com o centro da articulação do quadril no plano frontal, e a plataforma de resistência foi posicionada lateralmente à coxa do membro inferior a ser testado, superiormente ao côndilo lateral do fêmur. O torque isométrico foi testado a 30° de abdução de quadril e o torque concêntrico/excêntrico foi testado na amplitude de movimento de 0° (neutro) a 30° de abdução do quadril [21,22,24].

Os picos de torque isométrico, concêntrico e excêntrico dos extensores de joelho e abdutores de quadril foram determinados através de rotina personalizada no *software* Matlab (MATLAB; The MathWorks, Inc, Natick, MA). Para todas as

contrações, o maior valor de torque entre as repetições realizadas foi utilizado para análise estatística [16,23]. Todos os dados de torque (Nm) foram normalizados pela massa corporal ($[\text{Nm/kg}] \times 100$) [16,21].

A TDT dos extensores do joelho e abdutores do quadril durante contrações isométricas, concêntricas e excêntricas foi calculada através de rotina personalizada no *software* Matlab (MATLAB; The MathWorks, Inc, Natick, MA) a partir dos mesmos dados de torque utilizados para determinar o pico de torque. O método utilizado para calcular a TDT foi baseado em estudos prévios [14,16]. A TDT foi derivada a partir da inclinação da curva torque/tempo, obtida pela divisão da variação do torque normalizado ($\text{Nm} / \text{kg} \times 100$, representado como%) pela variação do tempo (ms) desde o início da contração até 30% (30% TM), 60% (60% TM) e 90% (90% TM) do torque máximo (durante contrações isométricas, concêntricas e excêntricas) [16]. O início da contração foi definido a partir do momento em que o nível de torque atingiu 2% do valor do pico de torque [15]. Portanto, quanto maior o valor de TDT, maior a capacidade de gerar torque rapidamente.

Todas as variáveis foram avaliadas quanto à distribuição normal pelo teste de Shapiro-Wilk. A média de idade, altura, peso, índice de massa corporal (IMC), AKPS, pico de torque e TDT isométrico/concêntrico/excêntrico foram comparados entre grupos utilizando o teste t de Student para amostras independentes. Os tamanhos de efeito (ES) foram calculados usando o Review Manager (RevMan) (Versão 5.3., Copenhagen, Dinamarca) e as diretrizes para interpretar os valores de ES são: pequeno ($> 0,2$), médio ($> 0,5$), grande ($> 0,8$) e muito grande ($> 1,3$) [25]. As análises estatísticas foram realizadas utilizando *Statistical Software for Social Sciences Version* 23.0 (IBM SPSS Inc, Chicago, IL) e o nível de significância foi de $p < 0,05$.

2.3. RESULTADOS

Não houve diferença significativa entre o GDFP e o GC ($p > 0,05$) na idade ($22,00 \pm 3,37$ vs $22,13 \pm 2,75$ anos), massa corporal ($61,73 \pm 9,70$ vs $57,07 \pm 7,83$ kg), altura ($1,62 \pm 0,05$ vs $1,62 \pm 0,06$ m) e IMC ($23,55 \pm 3,75$ vs $21,73 \pm 2,89$ kg/m²). O GDFP apresentou diminuição da função auto-reportada mensurada pelo AKPS ($69,3 \pm 11,7$ pontos), nível de dor mensurado pela EVA de 48,9 ($\pm 19,2$) mm, e duração média dos sintomas de 57,3 ($\pm 50,1$) meses.

Para o pico de torque isométrico, concêntrico e excêntrico dos extensores de joelho, o GDFP apresentou déficits com tamanho de efeito muito grande, com redução de 29,9% no torque isométrico ($p < 0,001$; ES = 1,55), 28,3% no torque concêntrico ($p < 0,001$; ES = 1,80) e 26,7% no torque excêntrico ($p < 0,001$; ES = 1,33) comparado ao GC (Tabela 2). Para a TDT isométrica dos extensores de joelho, o GDFP apresentou déficits com tamanho de efeito pequeno a grande comparado ao GC, com redução de 17,8% na TDT até 30%TM ($p = 0,03$; ES = 0,48), 21,5% na TDT até 60%TM ($p < 0,001$; ES = 0,87) e 23,4% na TDT até 90%TM ($p < 0,001$; ES = 1,09). Para a TDT concêntrica dos extensores de joelho, o GDFP apresentou déficits com tamanho de efeito grande a muito grande comparado ao GC, com redução de 35,7% na TDT até 30%TM ($p = 0,03$; ES = 1,34), 29,3% na TDT até 60%TM ($p < 0,001$; ES = 1,16) e 28,2% na TDT até 90%TM ($p < 0,001$; ES = 1,14). Para a TDT excêntrica dos extensores de joelho, o GDFP apresentou déficits com tamanho de efeito médio a grande comparado ao GC, com redução de 20,5% na TDT até 30%TM ($p = 0,01$; ES = 0,57), 25,2% na TDT até 60%TM ($p < 0,001$; ES = 0,83) e 22,5% na TDT até 90%TM ($p = 0,002$; ES = 0,74) (Tabela 2).

Tabela 2. Comparações entre grupos do torque máximo e taxa de desenvolvimento do torque dos extensores de joelho.

Extensores de joelho		GDFP	GC	Diferença média	Tamanho de efeito (95% IC)			
		Média (DP)	Média (DP)	(95% IC)	-2,5	-1,5	-0,5	0,5
<i>Pico de torque (N.m.kg⁻¹)</i>								
Isométrico		202,28 (57,50)	288,38 (52,28)	86,09 (60,97 a 111,22)*				
Concêntrico		166,99 (42,79)	233,08 (28,60)	66,09 (49,45 a 82,73)*				
Excêntrico		216,45 (57,23)	295,50 (60,11)	79,05 (52,21 a 105,88)*				
<i>Taxa de desenvolvimento do torque (N.m.kg⁻¹/ms)</i>								
Isométrico	30%	1,80 (0,76)	2,19 (0,86)	0,39 (0,02 a 0,76)*				
	60%	1,35 (0,40)	1,72 (0,44)	0,36 (0,17 a 0,56)*				
	90%	1,05 (0,27)	1,37 (0,31)	0,31 (0,18 a 0,44)*				
Concêntrico	30%	1,06 (0,39)	1,65 (0,48)	0,58 (0,38 a 0,78)*				
	60%	0,92 (0,34)	1,30 (0,31)	0,38 (0,23 a 0,53)*				
	90%	0,79 (0,28)	1,10 (0,26)	0,31 (0,18 a 0,43)*				
Excêntrico	30%	1,63 (0,62)	2,05 (0,83)	0,41 (0,08 a 0,75)*				
	60%	1,16 (0,38)	1,55 (0,54)	0,39 (0,17 a 0,60)*				
	90%	1,00 (0,35)	1,29 (0,42)	0,28 (0,10 a 0,46)*				

Abreviações: GDFP, grupo dor femoropatelar; GC, grupo controle assintomático; DP, desvio padrão; IC, intervalo de confiança. * Diferença significativa ($p < 0,05$).

Para o pico de torque isométrico, concêntrico e excêntrico dos abdutores de quadril, o GDFP apresentou déficits com tamanho de efeito grande, com redução de 28,3% no torque isométrico ($p < 0,001$; ES = 1,27), 21,8% no torque concêntrico ($p < 0,001$; ES = 0,97) e 17% no torque excêntrico ($p < 0,001$; ES = 0,89) comparado ao GC (Tabela 3). Para a TDT isométrica dos abdutores de quadril, o GDFP apresentou déficits com tamanho de efeito médio a grande comparado ao GC, com redução de 32,6% na TDT até 30%TM ($p = 0,001$; ES = 0,79), 31,1% na TDT até 60%TM ($p < 0,001$; ES = 0,91) e 25,4% na TDT até 90%TM ($p < 0,001$; ES = 0,95). Para a TDT concêntrica dos abdutores de quadril, o GDFP apresentou déficit com tamanho de efeito médio comparado ao GC, com redução de 11,5% na TDT até 90%TM ($p = 0,02$; ES = 0,60). Não houve diferença entre grupos até 30%TM ($p = 0,75$; ES = 0,06) e 60%TM ($p = 0,19$; ES = 0,27). Para a TDT excêntrica dos abdutores de quadril, o GDFP apresentou déficits com tamanho de efeito médio a grande comparado ao GC, com redução de 19,8% na TDT até 30%TM ($p = 0,02$; ES = 0,52), 26,4% na TDT até 60%TM ($p < 0,001$; ES = 0,85) e 24% na TDT até 90%TM ($p = 0,001$; ES = 0,83) (Tabela 3).

Tabela 3. Comparações entre grupos do torque máximo e taxa de desenvolvimento do torque dos abdutores de quadril.

Abdutores de quadril		GDFP Média (DP)	GC Média (DP)	Diferença média (95% IC)	Tamanho de efeito (95% IC)			
					-2,5	-1,5	-0,5	0,5
Pico de torque ($N.m.kg^{-1}$)								
Isométrico		89,93 (27,32)	125,40 (28,10)	35,46 (22,79 a 48,14)*				
Concêntrico		140,71 (35,51)	179,87 (43,74)	39,16 (20,94 a 57,37)*				
Excêntrico		184,19 (34,84)	221,71 (47,41)	37,52 (18,50 a 56,54)*				
Taxa de desenvolvimento de torque ($N.m.kg^{-1}/ms$)								
Isométrico	30%	0,64 (0,33)	0,95 (0,44)	0,30 (0,12 a 0,48)*				
	60%	0,51 (0,20)	0,74 (0,29)	0,22 (0,11 a 0,34)*				
	90%	0,44 (0,14)	0,59 (0,17)	0,14 (0,07 a 0,22)*				
Concêntrico	30%	1,08 (0,47)	1,11 (0,47)	0,03 (-0,18 a 0,25)				
	60%	0,71 (0,21)	0,77 (0,23)	0,06 (-0,03 a 0,16)				
	90%	0,54 (0,11)	0,61 (0,12)	0,06 (0,01 a 0,12)*				
Excêntrico	30%	0,81 (0,26)	1,01 (0,47)	0,19 (0,02 a 0,37)*				
	60%	0,67 (0,20)	0,91 (0,34)	0,23 (0,11 a 0,36)*				
	90%	0,57 (0,16)	0,75 (0,26)	0,17 (0,07 a 0,27)*				

Abreviações: GDFP, grupo dor femoropatelar; GC, grupo controle assintomático; DP, desvio padrão; IC, intervalo de confiança. * Diferença significativa ($p < 0,05$). Linhas pretas indicam resultados significativos; linhas cinzas indicam resultados não significativos.

2.4. DISCUSSÃO

Este estudo demonstrou que mulheres com DFP apresentam redução do torque máximo e TDT mais lenta de extensores de joelho e abdutores de quadril durante contrações isométricas, concêntricas e excêntricas. O comprometimento na TDT foi similar ao comprometimento no torque máximo tanto para os extensores do joelho quanto para os abdutores do quadril, com déficits nos extensores de joelho variando entre 17-35% na TDT e 26-29% no torque máximo, e com déficits nos abdutores de quadril variando entre 11-32% na TDT e 17-28% no torque máximo.

Nossos achados demonstram que mulheres com DFP possuem redução do torque isométrico, concêntrico e excêntrico nos extensores do joelho comparado as mulheres assintomáticas (29,9%, 28,3% e 26,7%, respectivamente). Apesar da suposição de longa data de que o torque dos extensores de joelho é menor em indivíduos com DFP, existem poucas evidências disponíveis na literatura com alta heterogeneidade em relação ao método de avaliação e população de DFP avaliada (militares, ciclistas, corredores) [8,26]. Entretanto, um estudo prévio com metodologia similar à do presente estudo demonstrou que mulheres com DFP apresentam redução de 31% no torque concêntrico e 41% no torque excêntrico dos extensores de joelho, suportando nossos achados [26]. Portanto, não é de surpreender que o fortalecimento dos extensores de joelho é o principal exercício prescrito atualmente nos tratamentos baseados em evidências para DFP e nossos achados continuam fornecendo suporte a essa abordagem para a DFP [12]. Além disso, nossos resultados demonstraram que mulheres com DFP possuem redução do torque isométrico, concêntrico e excêntrico dos abdutores de quadril (28,3%, 21,8%, 17% menor que em mulheres assintomáticas, respectivamente). Consistente com nossos achados, estudos prévios demonstram reduções similares no torque isométrico (26%) e excêntrico (17-28%) dos

abdutores de quadril em indivíduos com DFP [27]. Evidência recente sugere que embora seja importante incluir o fortalecimento de ambos os músculos do joelho e do quadril no tratamento da DFP, os estágios iniciais da reabilitação devem incluir principalmente a prescrição de exercícios direcionados ao quadril, enquanto os exercícios de joelho devem ser gradativamente incorporados nos estágios finais, principalmente para os pacientes em que exercícios direcionados ao joelho podem exacerbar os sintomas [28].

Evidências recentes indicam que mulheres com DFP possuem redução da TDT isométrica dos músculos do quadril comparado a indivíduos assintomáticos, o que corrobora com nossos achados demonstrando déficits na TDT isométrica de abdutores do quadril, embora nosso ES tenha sido ainda maior que reportado previamente (0,95 vs 0,59) [16]. No entanto, a TDT também pode ser mensurada durante contrações dinâmicas, podendo ser mais representativa da função muscular durante atividades dinâmicas associadas à DFP (agachamento, subida e descida de escadas, corrida) do que a TDT avaliada durante contração isométrica [14]. Nesse sentido, os autores deste estudo prévio sugeriram que pesquisas futuras na DFP deveriam também avaliar a TDT durante teste isocinético concêntrico e excêntrico [16]. Portanto, nossos resultados ampliam os achados prévios que demonstram déficits na TDT isométrica dos músculos do quadril, indicando déficits de 11-26% na TDT concêntrica e excêntrica dos abdutores de quadril e déficits de 17-35% na TDT isométrica, concêntrica e excêntrica dos extensores de joelho.

Funcionalmente, a capacidade de produzir torque rapidamente parece ser mais importante do que a capacidade de produzir níveis elevados de torque. Diversas atividades funcionais diárias e atividades esportivas, tais como caminhada, descida de escadas e corrida, requerem que o torque seja desenvolvido rapidamente (cerca

de 50 a 200 ms dependendo da ação) [29,30], o que representa um tempo consideravelmente menor que o necessário para atingir o torque máximo (aproximadamente 300–600 ms) [29,30]. Até recentemente, os déficits na TDT de indivíduos com DFP eram desconhecidos, e consequentemente, não estavam sendo abordados no tratamento baseado em evidências para a DFP. Esse fato é destacado por uma revisão sistemática que investigou diferentes programas de exercício com enfoque na função muscular do quadril para o tratamento da DFP [31]. Dos 14 estudos incluídos nessa revisão sistemática, somente um prescreveu exercícios de potência durante o tratamento [31]. No entanto, em um *masterclass* publicado recentemente foi reportado que programas de treinamento que incluam exercícios de potência têm sido recomendados por especialistas da área da DFP [28], portanto, nossos resultados que demonstram déficits na TDT concêntrica e excêntrica dos músculos do joelho e quadril associado a resultados prévios que demonstram déficits na TDT isométrica dos músculos do quadril [16], fornecem evidências apoiando a importância de abordar a potência muscular durante o tratamento da DFP. Entretanto, esses achados devem ser interpretados com cautela, já que não foi testado o efeito de nenhuma intervenção no presente estudo.

Considerando a característica multifatorial da DFP, é fundamental que os fisioterapeutas avaliem possíveis déficits em diferentes aspectos da função muscular (como por exemplo, potência) de forma individualizada a fim de adaptar a prescrição do tratamento à necessidade de cada paciente [12,28]. Entretanto, a avaliação direta de potência muscular usualmente requer equipamentos de alto custo e geralmente restritos a ambiente laboratorial, tais como plataforma de força ou dinamômetro isocinético; opcionalmente, alguns sistemas cinéticos, tais como transdutores de posição linear e acelerômetros tem se mostrado como alternativa prática, econômica

e válida para a avaliação da potência muscular em ambiente clínico [32]. Em relação ao tratamento, o princípio da especificidade do treinamento afirma que exercícios devem ser elaborados para abordar déficits específicos [33]. Estudo recente demonstrou que exercícios que associam alta velocidade e baixas cargas podem ser benéficos para melhorar a potência muscular e desempenho funcional em idosos [34]. Além disso, um treinamento resistido com alta velocidade foi capaz de aumentar a potência muscular, velocidade de caminhada e cadência na cinemática da marcha e ainda aumentar o torque muscular dos extensores de joelho e abdutores de quadril em mulheres com osteoartrite de quadril [35]. De acordo com a recomendação do *American College of Sports* [33], para melhorar a potência muscular deve-se prescrever um programa de exercício que associe carga leve a moderada (<60% de 1 repetição máxima) com alta velocidade para otimizar ganhos no pico de potência. Além disso, é recomendado a realização de 3 a 6 repetições durante 1 a 3 séries por exercício, com intervalo de 3 a 5 minutos entre cada série [33]. Portanto, futuros ensaios clínicos randomizados são necessários a fim de explorar os benefícios de incorporar exercícios de potência no tratamento da DFP de indivíduos que apresentam déficits na potência muscular.

Esse estudo apresenta algumas limitações que devem ser consideradas. Embora tenhamos avaliado a TDT durante contrações isocinéticas concêntricas e excêntricas a fim de refletir mais precisamente a função muscular durante as atividades dinâmicas, os testes isocinéticos são uniarticulares, o que poderia prejudicar a validação externa dos nossos resultados, uma vez que a maioria das atividades dinâmicas requer a produção de torque em múltiplos movimentos articulares. Além disso, apesar de propiciar algumas informações em relação a possíveis efeitos benéficos de exercícios de potência para mulheres com DFP, o

design do presente estudo não permite a prescrição de intervenções baseadas em nossos achados. Entretanto, demonstra a importância de desenvolver ensaios clínicos randomizados que avaliem o efeito de exercícios de potência associados a exercícios de fortalecimento para os músculos do joelho e do quadril em mulheres com DFP que apresentam déficits de torque e potência muscular.

2.5. CONCLUSÃO

Mulheres com DFP apresentaram déficits tanto no torque máximo quanto na TDT dos extensores de joelho e abdutores de quadril durante contrações isométricas, concêntricas e excêntricas. Esses achados destacam a importância de abordar diferentes aspectos da função muscular em indivíduos com DFP.

REFERÊNCIAS

- [1] J.E. Taunton, M.B. Ryan, D.B. Clement, D.C. McKenzie, D.R. Lloyd-Smith, B.D. Zumbo, A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br. J. Sports Med.* 36 (2002) 95–101. doi:10.1136/bjsm.36.2.95.
- [2] M. van Middelkoop, R. van Linschoten, M.Y. Berger, B.W. Koes, S.M. Bierma-Zeinstra, Knee complaints seen in general practice: active sport participants versus non-sport participants. *BMC Musculoskelet. Disord.* 9 (2008) 36. doi:10.1186/1471-2474-9-36.
- [3] M. Boling, D. Padua, S. Marshall, K. Guskiewicz, S. Pyne, A. Beutler, Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand. J. Med. Sci. Sport.* 20 (2010) 725–730. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x.
- [4] B.E. Smith, J. Selfe, D. Thacker, P. Hendrick, M. Bateman, F. Moffatt, M.S. Rathleff, T.O. Smith, P. Logan, Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One.* 13 (2018) e0190892. doi:10.1371/journal.pone.0190892.
- [5] K.M. Crossley, J.J. Stefanik, J. Selfe, N.J. Collins, I.S. Davis, C.M. Powers, J. McConnell, B. Vicenzino, D.M. Bazett-Jones, J.F. Esculier, D. Morrissey, M.J. Callaghan, 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.* 50 (2016) 839–843. doi:10.1136/bjsports-2016-096384.

- [6] C.M. Powers, E. Witvrouw, I.S. Davis, K.M. Crossley, Evidence-based framework for a pathomechanical model of patellofemoral pain: 2017 patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester, UK: part 3. *Br. J. Sports Med* (2017) bjsports-2017-098717. doi:10.1136/bjsports-2017-098717.
- [7] D. Kaya, S. Citaker, U. Kerimoglu, O.A. Atay, J. Nyland, M. Callaghan, Y. Yakut, I. Yüksel, M.N. Doral, Women with patellofemoral pain syndrome have quadriceps femoris volume and strength deficiency. *Knee Surgery. Sport. Traumatol. Arthrosc.* 19 (2011) 242–247. doi:10.1007/s00167-010-1290-2.
- [8] N.E. Lankhorst, S.M.A. Bierma-Zeinstra, M. van Middelkoop, Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br. J. Sports Med.* 47 (2013) 193–206. doi:10.1136/bjsports-2011-090369.
- [9] N.E. Lankhorst, S.M.A. Bierma-Zeinstra, M. van Middelkoop, Risk factors for patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 42 (2012) 81–94. doi:10.2519/jospt.2012.3803.
- [10] C.M. Powers, Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: A critical review. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 28 (1998) 345–354. doi:10.2519/jospt.1998.28.5.345.
- [11] C.M. Powers, The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 40 (2010) 42–51. doi:10.2519/jospt.2010.3337.
- [12] C.J. Barton, S. Lack, S. Hemmings, S. Tufail, D. Morrissey, The “Best Practice Guide to Conservative Management of Patellofemoral Pain”: incorporating level 1 evidence with expert clinical reasoning. *Br. J. Sports Med.* 49 (2015) 923–934. doi:10.1136/bjsports-2014-093637.
- [13] N.E. Lankhorst, M. van Middelkoop, K.M. Crossley, S.M.A. Bierma-Zeinstra, E.H.G. Oei, B. Vicenzino, N.J. Collins, Factors that predict a poor outcome 5–8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br. J. Sports Med.* (2015) 1–7. doi:10.1136/bjsports-2015-094664.
- [14] D. Rodríguez-Rosell, F. Pareja-Blanco, P. Aagaard, J.J. González-Badillo, Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. *Clin. Physiol. Funct. Imaging.* (2017) 1–20. doi:10.1111/cpf.12495.
- [15] N.A. Maffiuletti, P. Aagaard, A.J. Blazevich, J. Folland, N. Tillin, J. Duchateau, Rate of force development: physiological and methodological considerations. *Eur. J. Appl. Physiol.* 116 (2016) 1091–1116. doi:10.1007/s00421-016-3346-6.
- [16] G.S. Nunes, C.J. Barton, F.V. Serrão, 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.* 21 (2018) 123–128. doi:10.1016/j.jsams.2017.05.014.
- [17] C. Watson, M. Propps, J. Ratner, D. Zeigler, P. Horton, S. Smith, Reliability and responsiveness of the lower extremity functional scale and the anterior knee pain scale in patients with anterior knee pain. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 35 (2005) 136–46. <http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2005.35.3.136>.
- [18] K.M. Crossley, K.L. Bennell, S.M. Cowan, S. Green, Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: Which are reliable and valid?, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 85 (2004) 815–822. doi:10.1016/S0003-9993(03)00613-0.
- [19] D. De Oliveira Silva, F.H. Magalhães, M.F. Pazzinatto, R.V. Briani, A.S.

- Ferreira, F.A. Aragão, F.M. de Azevedo, Contribution of altered hip, knee and foot kinematics to dynamic postural impairments in females with patellofemoral pain during stair ascent. *Knee*. 23 (2016) 376–381. doi:10.1016/j.knee.2016.01.014.
- [20] L.L. Andersen, P. Aagaard, Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *Eur. J. Appl. Physiol.* 96 (2006) 46–52. doi:10.1007/s00421-005-0070-z.
- [21] R.D.M. Baldon, D.F.M. Lobato, L.P. Carvalho, P.R.P. Santiago, B.G. Benze, F.V. Serrão, Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: Gender differences. *J. Appl. Biomech.* 27 (2011) 223–232. doi:10.1123/jab.27.3.223.
- [22] T.H. Nakagawa, R. de M. Baldon, T.B. Muniz, F.V. Serrão, Relationship among eccentric hip and knee torques, symptom severity and functional capacity in females with patellofemoral pain syndrome. *Phys. Ther. Sport.* 12 (2011) 133–139. doi:10.1016/j.ptsp.2011.04.004.
- [23] R. Molina, B.S. Denadai, Dissociated time course recovery between rate of force development and peak torque after eccentric exercise. *Clin. Physiol. Funct. Imaging.* 32 (2012) 179–184. doi:10.1111/j.1475-097X.2011.01074.x.
- [24] A.S. Ferreira, D. De Oliveira Silva, R.V. Briani, D. Ferrari, F.A. Aragão, M.F. Pazzinatto, F.M. de Azevedo, Which is the best predictor of excessive hip internal rotation in women with patellofemoral pain: Rearfoot eversion or hip muscle strength? Exploring subgroups. *Gait Posture.* 62 (2018) 366–371. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.03.037.
- [25] G. M. Sullivan, R. Feinn, Using effect size—or why the p value is not enough. *J. Grad. Med. Educ.* 4 (2012) 279–282. doi:10.4300/JGME-D-12-00156.1.
- [26] Z. Dvir, A. Shklar, N. Halperin, D. Robinson. Concentric and eccentric torque variations of the quadriceps femoris in patellofemoral pain syndrome. (1990) 68–72.
- [27] M.S. Rathleff, C.R. Rathleff, K.M. Crossley, C.J. Barton. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br. J. Sports Med.* 48 (2014) 1088–1088. doi:10.1136/bjsports-2013-093305.
- [28] S. Lack, B. Neal, D. De Oliveira Silva, C. Barton. How to manage patellofemoral pain – Understanding the multifactorial nature and treatment options. *Phys. Ther. Sport.* (2018). doi:10.1016/j.ptsp.2018.04.010.
- [29] M. Buckthorpe. The time has come to incorporate a greater focus on rate of force development training in the sports injury rehabilitation process. *Muscles, Ligaments Tendons J.* 7 (2017) 435. doi:10.11138/mltj/2017.7.3.435.
- [30] N.A. Maffiuletti, M. Bizzini, K. Widler, U. Munzinger. Asymmetry in quadriceps rate of force development as a functional outcome measure in TKA. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 468 (2010) 191–198. doi:10.1007/s11999-009-0978-4.
- [31] S. Lack, C. Barton, O. Sohan, K. Crossley, D. Morrissey. Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: A systematic review with meta-analysis. *Br. J. Sports Med.* 49 (2015) 1365–1376. doi:10.1136/bjsports2015094723.
- [32] B.T. Crewther, L.P. Kilduff, D.J. Cunningham, C. Cook, N. Owen, G.Z. Yang, Validating two systems for estimating force and power. *Int. J. Sports Med.* 32 (2011) 254–258. doi:10.1055/s-0030-1270487.
- [33] ACSM. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med. Sci. Sport. Exerc.* 41 (2009) 687–708. doi:10.1249/MSS.0b013e3181915670.

- [34] C. Byrne, C. Faure, D.J. Keene, S.E. Lamb. Ageing, muscle power and physical function: A systematic review and implications for pragmatic training interventions. *Sport. Med.* (2016). doi:10.1007/s40279-016-0489-x.
- [35] Y. Fukumoto, H. Tateuchi, R. Tsukagoshi, Y. Okita, H. Akiyama, K. So, Y. Kuroda, N. Ichihashi, Effects of high- and low-velocity resistance training on gait kinematics and kinetics in individuals with hip osteoarthritis: A randomized controlled trial. *Am. J. Phys. Rehabil.* 0 (2016) 1–7. doi:10.1097/PHM.0000000000000640.

Estudo 3

**QUAL O MELHOR PREDITOR DA EXCESSIVA ROTAÇÃO INTERNA DO
QUADRIL EM MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR: EVERSÃO DO
RETROPÉ OU TORQUE MUSCULAR DO QUADRIL? EXPLORANDO
SUBGRUPOS**

Artigo publicado no periódico *Gait and Posture*

(Fator de Impacto: 2.34)

3.1. INTRODUÇÃO

A dor femoropatelar (DFP) é uma das desordens musculoesqueléticas diagnosticadas com maior frequência em clínicas de medicina esportiva, representando 25 a 40% de todas as lesões de joelho [1]. As mulheres são mais propensas a desenvolver essa condição do que homens [2]. Clinicamente, indivíduos com DFP relatam limitações ao desempenharem atividades de descarga de peso associado a flexão do joelho devido à sobrecarga que este tipo de atividade gera na articulação femoropatelar (AFP) [3], destacando-se entre elas a subida de escadas [4]. Além disso, o impacto da DFP como condição médica é destacado por evidências que sugerem cronicidade e recorrência da dor, persistindo por muitos anos com resultados desfavoráveis em relação aos programas de reabilitação [5].

A etiologia da dor em indivíduos com DFP ainda permanece incerta [3]. Entretanto, o ultimo consenso recentemente publicado após a realização do 4º retiro internacional da DFP propõe um modelo patomecânico no qual o desenvolvimento da DFP está associado com o aumento do estresse na AFP. Nesse modelo, uma das teorias propostas é de que a excessiva rotação interna do quadril durante atividades de suporte peso seria uma possível causa para o aumento do estresse na AFP [6–8]. Nesse sentido, existem dois modelos teóricos amplamente abordados que objetivam explicar a causa dessa excessiva rotação interna do quadril em mulheres com DFP [9,10]. O primeiro modelo teórico parte do princípio que a articulação do quadril é dependente dos músculos do quadril para fornecer estabilidade dinâmica e controlar o movimento do fêmur, portanto, a fraqueza dos músculos do quadril pode influenciar o controle do movimento dessa articulação, gerando excessiva rotação interna do quadril [9]. Estudos reportam diminuição do torque isométrico, concêntrico e excêntrico dos músculos abdutores de quadril em mulheres com DFP [11–13].

Especificamente, a diminuição do torque concêntrico dos músculos abdutores de quadril pode estar associada a excessiva rotação interna do quadril durante subida de escada. Nessa atividade, os músculos abdutores do quadril agem predominantemente de forma concêntrica para controlar o movimento do quadril [14,15]. O segundo modelo teórico supõe que a excessiva eversão do retropé durante a fase de apoio da marcha [16] ou subida de escadas [4] leva a excessiva rotação interna do quadril de forma compensatória devido ao acoplamento entre as articulações [10].

Considerando a necessidade de reduzir o estresse na AFP, há uma demanda relacionada a investigação dos modelos teóricos apresentados na tentativa de elucidar qual deles está mais associado à excessiva rotação interna do quadril, o que por sua vez, poderia auxiliar clinicamente na identificação da melhor estratégia de tratamento para indivíduos com DFP. Por exemplo, se a diminuição do torque muscular dos abdutores de quadril estiver mais relacionada com a rotação interna do quadril, fortalecer os músculos abdutores do quadril pode ser uma opção para evitar o aumento do estresse na AFP em mulheres com DFP. Por outro lado, se a excessiva eversão do retropé apresentar maior relação, a prescrição de órteses de pé poderia ser a melhor alternativa para evitar o aumento do estresse na AFP [17].

Nesse contexto, o objetivo do estudo foi: (i) investigar se o pico de eversão do retropé durante a subida de escadas e/ou o pico de torque muscular concêntrico dos abdutores de quadril são capazes de prever o pico de rotação interna do quadril durante a subida de escadas em mulheres com DFP.

3.2. MÉTODOS

3.2.1. Amostra

Trinta e sete mulheres com DFP com idade entre 18 a 35 anos foram recrutadas no período de Setembro/2016 a Maio/2017 por meio da distribuição de anúncios e panfletos em parques e academias localizados na cidade de Presidente Prudente-SP, e através de divulgação nas redes sociais da *web*. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética Local (nº de aprovação 1.484.129) e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido previamente a sua participação. Os critérios utilizados para diagnosticar a DFP estão listados na tabela 4.

Tabela 4. Critérios de inclusão e exclusão para DFP.

Critério de Inclusão
Sintomas de início insidioso e com duração de pelo menos quatro meses
Pior nível de dor no mês anterior correspondente a pelo menos 30 milímetros na escala visual analógica de dor (EVA)
Dor anterior no joelho ao executar, pelo menos, duas das seguintes atividades: sentado por tempo prolongado, agachamento, ajoelhado, corrida, subida e descida de escadas, e em saltos e aterrissagens.
Critério de Exclusão
Sinal ou sintoma de qualquer outra disfunção no joelho
História de cirurgia em qualquer articulação dos membros inferiores
História de subluxação patellar
Evidência clínica de lesão meniscal ou instabilidade ligamentar
Dor referida vinda da coluna lombar
Nota: Os critérios de elegibilidade foram avaliados por clínico (> 5 anos de experiência) baseado em estudos prévios [3,4].

3.2.2. Procedimento experimental

Os dados demográficos (idade, peso e altura) foram coletados previamente a realização das avaliações. Em seguida, foi solicitado que todas as participantes indicassem o pior nível de dor vivenciado no último mês e a dor no momento da avaliação, ambos mensurados pela escala visual analógica (EVA) que varia de 0 a 100 milímetros. Por fim, as participantes foram questionadas quanto à duração dos sintomas da DFP (mensurado em meses) e preencheram um questionário de capacidade funcional (Anterior Knee Pain Scale - AKPS).

A avaliação cinemática e a avaliação isocinética foram realizadas em dias distintos, com intervalo de 48 horas a 1 semana para prevenir qualquer influência de fadiga neuromuscular e/ou dor muscular. A ordem de realização das avaliações foi randomizada a fim de evitar potencial viés. A coleta de dados foi realizada na extremidade inferior sintomática (sintomas unilaterais) ou mais sintomática (sintomas bilaterais) das participantes [4,16]. Todas as avaliações foram conduzidas pelo mesmo avaliador.

3.2.3. Avaliação Cinemática

A avaliação cinemática foi realizada durante a tarefa de subida de escadas. A aquisição dos dados cinemáticos foi feita através de um sistema de análise do movimento tridimensional (Vicon Motion Systems Inc, Denver EUA), composto por nove câmeras infravermelho (modelo Bonita®B10), com resolução de 1 Megapixel e frequência de aquisição de 100Hz. A força de reação do solo foi coletada utilizando uma plataforma de força (Bertec Corporation, Columbus, OH, model FP4060) com

frequência de aquisição de 4000Hz. A plataforma de força e o sistema de cinemetria foram sincronizados pelo módulo de sincronismo Vicon Lock®.

Marcadores reflexivos (9,5mm de diâmetro) foram fixados nas participantes de acordo com o modelo Oxford Foot Model (OFM) associado ao modelo plug-in-gait (PIG to lower limbs), os quais foram previamente reportados como um método válido e reprodutível [16,18,19]. Além disso, foram elaboradas rotinas em ambiente BodyBuilder para a implementação de três marcadores adicionais posicionados no centro da patela, região anterior da coxa e no côndilo medial do fêmur, a fim de permitir maior acurácia na mensuração dos ângulos de rotação interna do quadril. Os pontos anatômicos representativos dos modelos biomecânicos utilizados estão descritos de forma detalhada no apêndice 1 bem como os dados de reprodutibilidade e acurácia de estudo piloto realizado com 12 participantes.

Inicialmente foi realizada a calibração estática das participantes no quarto degrau da escada (local da plataforma de força) e um treino composto por três subidas de escada para fins de familiarização com o procedimento e o ambiente de coleta. Em seguida, as participantes foram orientadas a subir uma escada de sete degraus (cada degrau possuía 18 cm de altura e 28 cm de profundidade [Figura 3A]) com velocidade e ritmo autocontrolados, de maneira a assemelhar-se ao máximo à sua atividade habitual [20]. A plataforma de força foi mecanicamente acoplada ao chão (ou seja, sem contato com a estrutura da escada)(Figura 3B) [4]. Foram coletadas 5 tentativas válidas para cada participante; o valor médio dessas 5 tentativas foi usado na análise de dados como forma de atenuar a influência da velocidade, variabilidade intra-sujeitos, entre outros fatores externos. A tentativa foi considerada válida quando a participante tocava o quarto degrau (local onde a plataforma estava alocada) com o membro inferior a ser avaliado e quando realizava a subida de escadas com

velocidade consistente (ou seja, com velocidade e ritmo habituais durante as 5 tentativas). Caso a tentativa não fosse considerada válida (média de 0.12 tentativas não-válidas), uma tentativa adicional era executada.

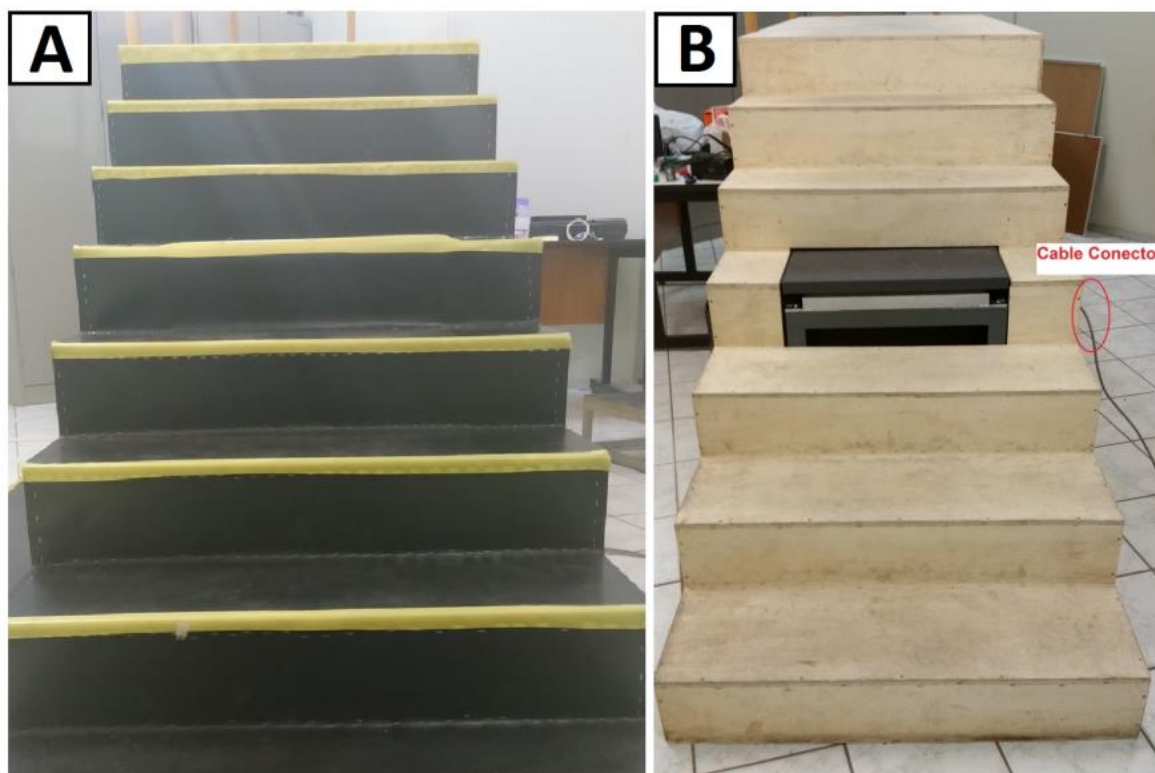


Figura 3. A) Escada de sete degraus utilizada na coleta de dados. B) A plataforma de força foi mecanicamente acoplada ao chão (ou seja, sem contato com a estrutura da escada).

3.2.4. Avaliação Isocinética

O torque concêntrico dos músculos abdutores do quadril foi mensurado através de dinamômetro isocinético (*Biodex System 4 Pro*, New York, USA). Somente o torque concêntrico foi avaliado neste estudo devido a predominância de contrações concêntricas desempenhadas pelos músculos do quadril para realizar a atividade de subida de escadas [14,15]. A avaliação isocinética foi realizada com base em protocolos prévios [12,13] e está descrita detalhadamente no Apêndice 2.

3.2.5. Análise dos dados

Todos os dados cinemáticos foram filtrados com um filtro tipo *Butterworth* de 4º ordem passa-baixa com frequência de corte de 6 Hz, nomeados e reconstruídos dentro do *software* Vicon Nexus®. Os eventos da subida de escada (toque inicial e final no quarto degrau) foram identificados com base nos dados da componente vertical de força de reação do solo, utilizada para realizar o corte dos dados no trecho em que as variáveis de interesse foram analisadas (quarto degrau) [4]. A cadência foi calculada com base em um ciclo de marcha completo: a partir da fase de apoio simples entre a retirada dos dedos do pé (no terceiro degrau) até o contato do calcanhar da perna oposta (no quinto degrau). Cada evento foi inspecionado manualmente através da visualização dos dados do sistema de análise do movimento [4].

Os dados cinemáticos e isocinéticos foram analisados através de rotina customizada no *software* MatLab (MATLAB; The MathWorks, Inc, Natick, MA). As variáveis cinemáticas de interesse foram os picos angulares, durante a fase de apoio, da rotação interna do quadril e eversão do retropé. A variável isocinética de interesse foi o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril. Entre as cinco repetições coletadas na avaliação isocinética, somente a média de três repetições foi usada para a análise dos dados, de forma a eliminar a possibilidade de aprendizado (repetição 1) e efeitos de fadiga (tentativa 5) [13]. Todos os dados de torque (Nm) foram normalizados pela massa corporal de cada indivíduo ($[\text{Nm/kg}] \times 100$) [12].

3.2.6. Análise estatística

O cálculo amostral do presente estudo foi realizado para modelos de regressão múltipla. Para detectar um tamanho de efeito grande (0,35), com $\alpha=0.05$ e poder de 80% ($1-\beta=0.80$), o tamanho da amostra calculado foi de no mínimo 31 participantes em cada grupo.

A análise de regressão linear do tipo entrada forçada foi realizada para determinar qual variável independente apresenta a melhor capacidade de prever a rotação interna do quadril. As variáveis foram inseridas separadamente no modelo para distinguir qual delas possuía melhor capacidade preditiva. A suposição de homogeneidade de variância e linearidade foi verificada. Os coeficientes de correlação de cada variável independente e da variável dependente foram identificados e o desempenho geral dos modelos finais foi avaliado utilizando-se o R^2 de Nagelkerke, que estima variação da medida explicada pelo modelo. Devido a estudos recentes terem proposto a existência de subgrupos com base em diferentes alterações biomecânicas, tais como a eversão do retropé excessiva [21], foi realizada uma análise adicional para explorar essa mesma relação em um subgrupo específico de mulheres com DFP com eversão do retropé excessiva. O ponto de corte utilizado para dividir a amostra em subgrupo com eversão do retropé excessiva e subgrupo com eversão do retropé não excessiva foi baseado em estudo previamente publicado durante subida de escada [22]. Em seguida, análises de regressão linear e múltipla foram realizadas para determinar qual variável independente apresenta a melhor capacidade de prever a rotação interna do quadril em cada subgrupo.

A análise estatística foi realizada através do *software Statistical Software for Social Sciences* (IBM 23.0, SPSS inc., Chicago, IL) e o nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$.

3.3. RESULTADOS

Os dados descritivos em relação as características demográficas, medidas auto-reportadas de dor, função e duração dos sintomas, e as variáveis cinemáticas e de torque de toda a amostra e de ambos os subgrupos estão reportadas na Tabela 5.

Tabela 5. Média (desvio padrão) dos dados demográficos, medidas auto-reportadas, medidas cinemáticas e medidas de torque das participantes com DFP.

Variável	Amostra total com DFP	Subgrupo com eversão do retropé excessiva	Subgrupo com eversão do retropé não excessiva
<i>Medidas demográficas</i>			
N (%)	37 (100%)	18 (48,6%)	19 (51,4%)
Idade (anos)	22,00 (3,12)	22,05 (2,98)	21,96 (3,56)
Massa corporal (kg)	62,02 (7,64)	63,04 (9,78)	61,12 (4,13)
Altura (m)	1,61 (0,59)	1,61 (0,89)	1,61 (0,50)
<i>Medidas auto-reportadas</i>			
Pior dor do último mês (EVA)	51,76 (18,86)	56,13 (20,01)	47,55 (15,20)
Dor durante subida de escada (EVA)	14,46 (20,16)	18,22 (15,99)	11,34 (17,14)
Duração dos sintomas (meses)	58,43 (54,01)	59,17 (50,75)	57,12 (60,01)
Função auto-reportada (AKPS)	71,32 (12,53)	68,12 (8,97)	74,98 (12,25)
<i>Medidas cinemáticas</i>			
Cadência (passos/min)	60,39 (7,53)	58,98 (8,92)	61,87 (6,57)
Pico de rotação interna do quadril (graus)	10,45 (10,64)	10,58 (7,54)	9,39 (8,94)
Pico de eversão do retropé (graus)	6,27 (4,76)	8,67 (2,46)	2,57 (2,48)
<i>Medida de torque</i>			
Pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril (N.m.kg ⁻¹)	135,50 (28,14)	134,03 (27,11)	136,59 (31,50)

De modo geral, o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril foi capaz de prever significativamente o pico de rotação interna do quadril durante subida de escada ($R^2= 0,27$, $B= -0,05$, 95%IC $-0,08$ a $-0,02$, $p= 0,001$). O pico de eversão do retropé não foi capaz de prever o pico de rotação interna do quadril ($R^2< 0,01$, $B= 0,12$, 95%IC $-0,40$ a $0,65$, $p=0,62$) (Figura 4).

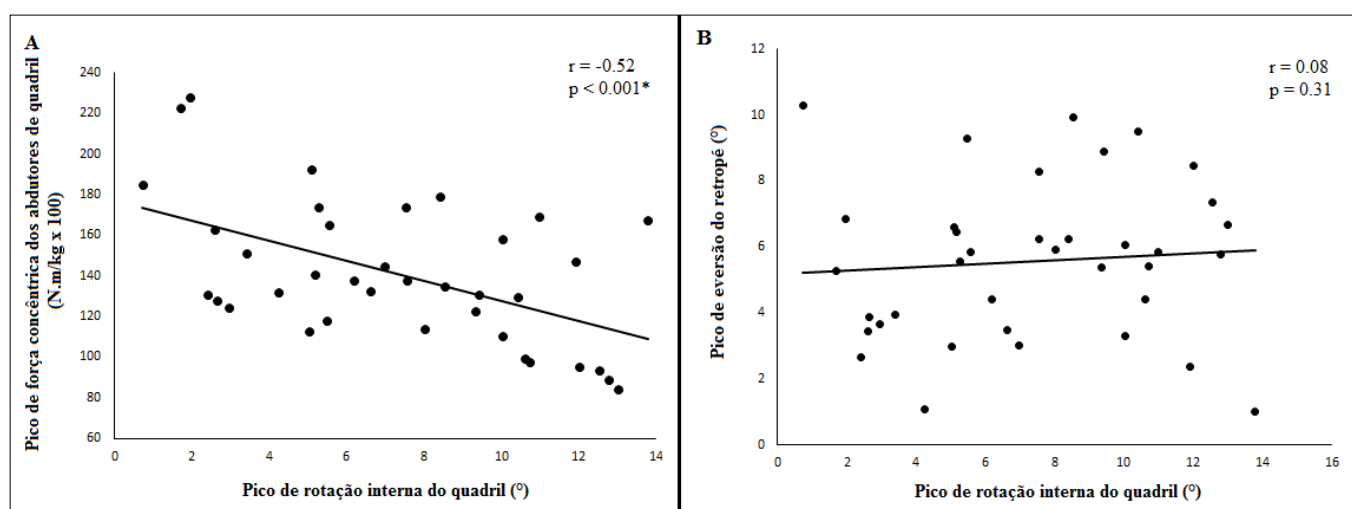


Figura 4. Gráfico de dispersão entre A) Pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril normalizado de acordo com a massa corporal (Nm / kg x 100) versus pico de rotação interna do quadril (graus) no grupo DFP (amostra total); B) Pico de eversão do retropé (graus) versus pico de rotação interna quadril (graus) no grupo DFP (amostra total).

Considerando o ponto de corte previamente estabelecido [22], 48,6% das mulheres com DFP foram classificadas como subgrupo com eversão do retropé excessiva. Para o subgrupo com eversão do retropé excessiva, a análise de regressão linear demonstrou que o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril foi capaz de prever significativamente o pico de rotação interna do quadril durante a subida da escada ($R^2= 0,26$, $B= -0,22$, 95%IC -0.43 a $-0,02$, $p=0,02$); e o pico de eversão do

retropé foi capaz de prever significativamente o pico de rotação interna do quadril durante a subida de escada ($R^2 = 0,42$, $B = 3,19$, 95%IC 1,24 a 5,14, $p = 0,003$). Quando o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril e o pico de eversão do retropé foram inseridos no modelo de regressão múltipla do tipo entrada forçada, ambos explicaram 47,3% do pico de rotação interna do quadril ($p = 0,008$).

Para o subgrupo com eversão do retropé não excessiva, a análise de regressão linear demonstrou que o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril foi capaz de prever significativamente o pico de rotação interna do quadril durante a subida da escada ($R^2 = 0,53$, $B = -0,23$, 95%IC -0,34 a -0,12, $p < 0,001$); e o pico de eversão do retropé não foi capaz de prever o pico de rotação interna do quadril durante a subida da escada ($R^2 = 0,01$, $B = 0,37$, 95%IC -1,36 a 2,10, $p = 0,65$). Quando o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril e o pico de eversão do retropé foram inseridos no modelo de regressão múltipla do tipo entrada forçada, ambos explicaram 53,3% do pico de rotação interna do quadril ($p = 0,002$).

3.4. DISCUSSÃO

Nossos achados indicam que somente o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril foi capaz de explicar significativamente a variância do pico de rotação interna do quadril durante a subida de escadas em toda a amostra de mulheres com DFP. Entretanto, após as participantes serem estratificadas em subgrupos com base na eversão do retropé excessiva e não excessiva, os resultados demonstraram que no subgrupo de eversão do retropé excessiva ambas as variáveis independentes (pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril e pico de eversão do retropé) foram capazes de prever significativamente a variância do pico de rotação interna do quadril durante subida da escada. Por outro lado, no subgrupo de

eversão do retropé não excessiva, somente o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril foi capaz de prever significativamente o pico de rotação interna do quadril durante subida de escada.

De modo geral, o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril explicou 27% da variância do pico de rotação interna do quadril em mulheres com DFP durante a subida de escadas. Embora esse achado demonstre que a alteração do quadril é parcialmente explicada pelo torque concêntrico dos abdutores do quadril, é importante ressaltar que até mesmo um aumento de pequena magnitude no ângulo de rotação interna do quadril pode resultar em aumento considerável do estresse na APF. Como demonstrado previamente por Liao e colaboradores [23], ao rotacionar o quadril internamente 5° além da sua posição natural, ocorre diminuição de 22% na área de contato entre a patela e o fêmur e aumento de 26% do estresse na AFP. Portanto, a redução do estresse na AFP poderia ser um possível mecanismo mediador pelo qual o fortalecimento do quadril tem se mostrado o “ponto chave” nos programas de reabilitação de mulheres com DFP [24]. No entanto, embora esse achado seja significativo, reforça que a DFP é uma condição multifatorial [3] que não pode ser predita por uma única alteração biomecânica. Fatores adicionais que não foram identificados no presente estudo também poderiam estar contribuindo para a excessiva rotação interna do quadril. Por exemplo, em revisão sistemática realizada por Barton e colaboradores [25] foram encontradas evidências moderada a forte a respeito do atraso e menor duração da atividade muscular do glúteo médio durante a subida das escadas em indivíduos com DFP; esse comprometimento poderia estar relacionado com o movimento alterado do quadril. Dessa forma, existe uma demanda relacionada a investigação de outras razões pelas quais mulheres com DFP apresentam aumento da rotação interna do quadril.

O pico de eversão do retropé não foi capaz de prever o pico de rotação interna do quadril durante subida de escadas em mulheres com DFP. Uma possível explicação para esse achado é que a eversão do retropé excessiva poderia estar presente em apenas uma parcela das mulheres com DFP. Por exemplo, Noehren e colaboradores [26] compararam a cinemática proximal (quadril/tronco) e distal (tornozelo/pé) entre corredoras com e sem DFP. Eles encontraram diferenças significativas apenas na cinemática proximal, sugerindo a possível existência de subgrupos para explicar esses achados. Devido a etiologia multifatorial da DFP, alguns estudos têm proposto a existência de subgrupos com base em diferentes alterações biomecânicas, tais como a eversão do retropé excessiva [21,22]. Selfe e colaboradores [21] propuseram três possíveis subgrupos na DFP: “forte”, “fraco e encurtado” e “fraco e com pé pronado”. O subgrupo composto por indivíduos com eversão do retropé excessiva (“fraco e com pé pronado”) representou somente uma parcela (33%) da amostra total avaliada. A fim de explorar essa possibilidade, as participantes com DFP do presente estudo foram divididas em dois subgrupos: (i) eversão do retropé excessiva e (ii) eversão do retropé não excessiva, baseado em ponto de corte (4,93 graus) definido previamente em estudo recente com subida de escada [22]. Com base nesse ponto de corte, 48,6% das participantes foram classificadas como eversão do retropé excessiva, o que reforça achados prévios [21,22] que demonstram que essa alteração não está presente em toda a população com DFP.

Destaca-se que após a estratificação da amostra, no subgrupo com eversão do retropé excessiva, tanto o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril quanto o pico de eversão do retropé explicaram significativamente a variância do pico de rotação interna do quadril durante a subida da escada (26% e 42%, respectivamente).

Esses achados sugerem que a diminuição do torque dos abdutores de quadril parece estar presente em grande parcela da população com DFP, portanto, o fortalecimento dos abdutores do quadril poderia beneficiar a maioria dos indivíduos com DFP. Entretanto, em revisão sistemática [24] que investigou o efeito da reabilitação do quadril na DFP, foi reportado que 13 dos 14 estudos incluídos afirmaram que seus programas de reabilitação focavam no fortalecimento muscular do quadril. Além disso, programas de reabilitação com enfoque na musculatura do quadril reportaram melhora da dor e função a curto e moderado prazo, mas não a longo prazo. Talvez, esses piores desfechos a longo prazo sejam reflexo da ausência de exercícios adequados de fortalecimento muscular, que possam mudar a mecânica da AFP, consequentemente melhorando a recuperação a longo prazo.

Nossos achados, associados a estudos prévios, fornecem suporte a ideia de que é pouco provável que um subgrupo de mulheres com DFP que também apresentam eversão do retropé excessiva beneficiem-se de tratamentos que incluam unicamente o fortalecimento de quadril. Nesse sentido, Watari e colaboradores [27] estratificaram indivíduos com DFP de acordo com sua resposta a um tratamento de fortalecimento muscular durante 6 semanas com base nos dados cinemáticos durante corrida e nos desfechos clínicos. O subgrupo que não respondeu bem ao tratamento apresentou maior amplitude de movimento no plano frontal do tornozelo quando comparado ao subgrupo que respondeu bem ao tratamento, o que sugere que intervenções focadas no fortalecimento dos músculos do quadril associada a intervenções direcionadas a alterações distais (ou seja, órteses de pé) poderiam ser mais benéficas para este subgrupo [27]. Além disso, estudo recente [28] demonstrou que os exercícios de fortalecimento de quadríceps associados a exercícios/órteses de pé foram mais eficazes do que somente exercícios de fortalecimento de quadríceps

em um subgrupo de indivíduos com DFP que possuíam eversão do retropé excessiva. No entanto, os efeitos positivos foram mantidos após 4 meses, mas não após 12 meses. É importante notar que as evidências acerca do fortalecimento dos músculos do quadril para indivíduos com DFP estavam emergindo no período em que foi realizado a coleta de dados deste estudo. Portanto, a incorporação de exercícios visando fortalecer os músculos do quadril poderia melhorar a eficácia do tratamento neste subgrupo de indivíduos com DFP. Futuros ensaios clínicos randomizados são necessários para investigar o efeito do fortalecimento do quadril associado a exercícios/órteses de pé para subgrupos com eversão do retropé excessiva. Ainda, pesquisas usando a abordagem de subgrupos (por exemplo, análise de *cluster* ou pontos de corte) são necessárias para aprimorar o conhecimento sobre a DFP. Nesse sentido, o desenvolvimento de estratégias para identificar subgrupos já no atendimento primário é de extrema importância, pois auxiliaria na elaboração de programas de reabilitação personalizados. Por exemplo, análise estatísticas de agrupamento (análise de “*Cluster*”) [26] poderia ser uma abordagem útil para identificar subgrupos no início do tratamento.

É importante mencionar que embora o pico de torque concêntrico dos abdutores do quadril e o pico de eversão do retropé tenham sido preditores do pico de rotação interna do quadril em diferentes subgrupos de mulheres com DFP, isso não significa que esses comprometimentos sejam a causa da DFP. Isso é destacado por uma revisão sistemática [11] que reportou possíveis controvérsias entre estudos prospectivos e transversais. Especificamente, a diminuição do torque de abdutores de quadril foi identificada em indivíduos com DFP comparado a assintomáticos, entretanto, a mesma alteração não parece ser um fator de risco para o desenvolvimento da DFP. Além disso, dor no joelho induzida experimentalmente em

indivíduos assintomáticos resultou em diminuição do torque [29] e biomecânica alterada durante corrida e caminhada [30].

3.4.1. Limitações

Este estudo possui algumas limitações que devem ser abordadas. Somente o torque concêntrico dos abdutores de quadril foi avaliado no presente estudo. Embora o torque concêntrico dos abdutores de quadril seja predominantemente necessário para subir escadas, contrações excêntricas também poderiam contribuir para explicar a excessiva rotação interna de quadril em mulheres com DFP. Além disso, apesar do modelo biomecânico ter sido modificado para melhorar a acurácia durante a aquisição dos ângulos de rotação interna do quadril, esses resultados devem ser interpretados com cautela, já que ainda não temos a tecnologia adequada para determinar com precisão os movimentos do plano transversal do quadril. Ainda, devido ao *design* transversal utilizado no presente estudo, não está claro se existe uma relação de causa e efeito. Portanto, não foi possível determinar se a fraqueza dos abdutores de quadril ou o aumento da rotação interna do quadril estava presente antes ou após o desenvolvimento da DFP. Por fim, apesar de propiciar algumas informações com relação a quais intervenções podem ser benéficas para mulheres com DFP, o *design* do presente estudo não permite a prescrição de intervenções baseadas em nossos achados; entretanto, sugere a realização de ensaios clínicos randomizados que avaliem o efeito das órteses de pé associado ao fortalecimento do quadril em um subgrupo com eversão do retropé excessiva.

3.5. CONCLUSÃO

De modo geral, o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril foi capaz de prever o pico de rotação interna do quadril durante subida de escadas, enquanto o pico de eversão do retropé não foi capaz de prever a mesma alteração. Entretanto, em um subgrupo contendo apenas mulheres com eversão do retropé excessiva (48,6%), o pico de torque concêntrico dos abdutores de quadril e o pico de eversão do retropé foram capazes de prever o pico de rotação interna do quadril durante a subida da escada.

REFERÊNCIAS

- [1] P. Kannus, H. Aho, M. Järvinen, S. Ntymäki, Computerized recording of visits to an outpatient sports clinic, *Am. J. Sports Med.* 15 (1987) 79–85. doi:10.1177/036354658701500112.
- [2] M. Boling, D. Padua, S. Marshall, K. Guskiewicz, S. Pyne, A. Beutler, Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome., *Scand. J. Med. Sci. Sport.* 20 (2010) 725–730. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x.
- [3] K.M. Crossley, J.J. Stefanik, J. Selfe, N.J. Collins, I.S. Davis, C.M. Powers, J. McConnell, B. Vicenzino, D.M. Bazett-Jones, J.F. Esculier, D. Morrissey, M.J. Callaghan, 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 m, *Br. J. Sports Med.* 50 (2016) 839–843. doi:10.1136/bjsports-2016-096384.
- [4] D. De Oliveira Silva, C.J. Barton, M.F. Pazzinatto, R.V. Briani, F.M. De Azevedo, Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics, *Clin. Biomech.* 35 (2016) 56–61. doi:10.1016/j.clinbiomech.2016.04.009.
- [5] N.E. Lankhorst, M. van Middelkoop, K.M. Crossley, S.M.A. Bierma-Zeinstra, E.H.G. Oei, B. Vicenzino, N.J. Collins, Factors that predict a poor outcome 5–8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis, *Br. J. Sports Med.* (2015) 1–7. doi:10.1136/bjsports-2015-094664.
- [6] C.M. Powers, The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective, *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 33 (2003) 639–646. doi:10.2519/jospt.2003.33.11.639.
- [7] C.M. Powers, S.R. Ward, M. Fredericson, M. Guillet, F.G. Shellock, Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study, *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 33 (2003) 677–685.

- doi:10.2519/jospt.2003.33.11.677.
- [8] C.M. Powers, E. Witvrouw, I.S. Davis, K.M. Crossley, Evidence-based framework for a pathomechanical model of patellofemoral pain: 2017 patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester, UK: part 3, *Br. J. Sports Med.* (2017) bjsports-2017-098717. doi:10.1136/bjsports-2017-098717.
 - [9] C.M. Powers, The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective, *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 40 (2010) 42–51. doi:10.2519/jospt.2010.3337.
 - [10] D. Tiberio, The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral joint mechanics: a theoretical model, *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 9 (1987) 160–169.
 - [11] M.S. Rathleff, C.R. Rathleff, K.M. Crossley, C.J. Barton, Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis, *Br. J. Sports Med.* 48 (2014) 1088–1088. doi:10.1136/bjsports-2013-093305.
 - [12] R. de M. Baldon, T.H. Nakagawa, T.B. Muniz, C.F. Amorim, C.D. Maciel, F.V. Serrão, Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome, *J. Athl. Train.* 44 (2009) 490–496. doi:10.4085/1062-6050-44.5.490.
 - [13] M.C. Boling, D.A. Padua, R.A. Creighton, Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain, *J. Athl. Train.* 44 (2009) 7–13. doi:10.4085/1062-6050-44.1.7.
 - [14] B. Tyldesley, J. Grieve, *Muscles, nerves and movement in human occupation*, 3rd ed., Wiley-Blackwell, 2002.
 - [15] P. DeVita, J. Helseth, T. Hotobágyi, Muscles do more positive than negative work in human locomotion, *J Exp Biol.* 210 (2008) 3361–3373. doi:10.1242/jeb.003970.Muscles.
 - [16] C.J. Barton, P. Levinger, K.M. Crossley, K.E. Webster, H.B. Menz, The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome, *Clin. Biomech.* 27 (2012) 702–705. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.02.007.
 - [17] J.F. Esculier, B. Dubois, L.J. Bouyer, B.J. McFadyen, J.S. Roy, Footwear characteristics are related to running mechanics in runners with patellofemoral pain, *Gait Posture.* 54 (2017) 144–147. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.03.010.
 - [18] D. De Oliveira Silva, R.V. Briani, M.F. Pazzinatto, D. Ferrari, F.A. Aragão, C.E. De Albuquerque, N. Alves, F.M. De Azevedo, Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain, *Clin. Biomech.* 30 (2015) 144–148. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.12.009.
 - [19] D. De Oliveira Silva, F.H. Magalhães, M.F. Pazzinatto, R.V. Briani, A.S. Ferreira, F.A. Aragão, F.M. de Azevedo, Contribution of altered hip, knee and foot kinematics to dynamic postural impairments in females with patellofemoral pain during stair ascent, *Knee.* 23 (2016) 376–381. doi:10.1016/j.knee.2016.01.014.
 - [20] K. Jordan, J.H. Challis, K.M. Newell, Walking speed influences on gait cycle variability, *Gait Posture.* 26 (2007) 128–134. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.08.010.
 - [21] J. Selfe, J. Janssen, M. Callaghan, E. Witvrouw, C. Sutton, J. Richards, M. Stokes, D. Martin, J. Dixon, R. Hogarth, V. Baltzopoulos, E. Ritchie, N. Arden, P. Dey, Are there three main subgroups within the patellofemoral pain

- population? A detailed characterisation study of 127 patients to help develop targeted intervention (TIPPs), *Br. J. Sports Med.* 0 (2016) 1–9. doi:10.1136/bjsports-2015-094792.
- [22] D. Ferrari, R.V. Briani, D. de Oliveira Silva, M.F. Pazzinatto, A.S. Ferreira, N. Alves, F.M. de Azevedo, Higher pain level and lower functional capacity are associated with the number of altered kinematics in women with patellofemoral pain, *Gait Posture.* (2018). doi:10.1016/j.gaitpost.2017.07.034.
 - [23] T.C. Liao, N. Yang, K.Y. Ho, S. Farrokhi, C.M. Powers, Femur rotation increases patella cartilage stress in females with patellofemoral pain, *Med. Sci. Sports Exerc.* 47 (2015) 1775–1780. doi:10.1249/MSS.0000000000000617.
 - [24] S. Lack, C. Barton, O. Sohan, K. Crossley, D. Morrissey, Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: A systematic review with metaanalysis, *Br. J. Sports Med.* 49 (2015) 1365–1376. doi:10.1136/bjsports2015094723.
 - [25] C.J. Barton, S. Lack, P. Malliaras, D. Morrissey, Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review, *Br. J. Sports Med.* 47 (2013) 207–214. doi:10.1136/bjsports-2012-090953.
 - [26] B. Noehren, M.B. Pohl, Z. Sanchez, T. Cunningham, C. Lattermann, Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain, *Clin. Biomech.* 27 (2012) 366–371. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.10.005.
 - [27] R. Watari, D. Kobsar, A. Phinyomark, S. Osis, R. Ferber, Determination of patellofemoral pain sub-groups and development of a method for predicting treatment outcome using running gait kinematics, *Clin. Biomech.* 38 (2016) 13–21. doi:10.1016/j.clinbiomech.2016.08.003.
 - [28] C.M. Mølgaard, M.S. Rathleff, J. Andreassen, M. Christensen, S. Lundbye-Christensen, O. Simonsen, S. Kaalund, Foot exercises and foot orthoses are more effective than knee focused exercises in individuals with patellofemoral pain, *J. Sci. Med. Sport.* 21 (2017) 10–15. doi:10.1016/j.jsams.2017.05.019.
 - [29] M. Henriksen, S. Rosager, J. Aaboe, T. Graven-Nielsen, H. Bliddal, Experimental knee pain reduces muscle strength, *J. Pain.* 12 (2011) 460–467.
 - [30] M.K. Seeley, J. Park, D. King, J. Ty Hopkins, A novel experimental knee-pain model affects perceived pain and movement biomechanics, *J. Athl. Train.* 48 (2013) 337–345. doi:10.4085/1062-6050-48.2.02.

Considerações finais e direcionamentos futuros

Embora a etiologia da DFP permaneça incerta, diversos estudos têm investigado os possíveis fatores associados ao desenvolvimento da DFP. Dentre as alterações frequentemente reportadas nessa população, o comprometimento do torque muscular tem recebido destaque. Como consequência, a principal intervenção prescrita para o tratamento da DFP com base nas evidências atualmente disponíveis na literatura é o fortalecimento muscular; entretanto, as altas taxas de recorrência e cronicidade reportadas pelos pacientes demonstram que outros fatores precisam ser abordados.

Nesse sentido, avaliar diferentes aspectos da função muscular e sua influência na capacidade funcional dos indivíduos com DFP tem grande importância clínica. Os resultados apresentados nesta dissertação demonstram que outros aspectos da função muscular, até então raramente explorados ou abordados, encontram-se alterados em mulheres com DFP e, portanto, devem ser considerados durante a avaliação de indivíduos que apresentam essa desordem musculoesquelética.

Além disso, a investigação do impacto gerado pelo comprometimento de aspectos da função muscular na realização de atividades funcionais fornece informações adicionais acerca de quais alterações precisam ser abordadas durante o tratamento para que sejam observadas melhoras significativas e consistentes nos sintomas e na capacidade funcional dos indivíduos com DFP. Já que diversos estudos demonstram que a DFP gera prejuízos na realização de atividades funcionais e frequentemente está associada a redução/cessação da atividade física e prática esportiva, os quais são fatores diretamente relacionados com a redução da qualidade de vida dos indivíduos acometidos. Nesse sentido, o terceiro estudo reforça a importância do fortalecimento muscular para o tratamento da DFP.

Devido a poucas evidências disponíveis atualmente acerca da estabilidade do torque e potência muscular em indivíduos com DFP, esta dissertação limitou-se a investigar se o comprometimento desses aspectos da função muscular estava presente ou não nas mulheres com DFP. A partir dos resultados obtidos, o próximo passo é abordar a influência desses déficits durante a realização de atividades funcionais que usualmente exacerbam os sintomas da DFP, tais como subida de escada. Por outro lado, como a diminuição do torque máximo dos músculos do quadril já representa uma alteração bem estabelecida na literatura da DFP, o terceiro estudo explorou a influência desse fator no padrão de movimento de mulheres com DFP.

Por fim, futuros ensaios clínicos randomizados que avaliem a eficácia a longo prazo de programas de tratamento que abordem diferentes aspectos da função muscular nos indivíduos com DFP são necessários.

Apêndice 1

Para a avaliação cinemática durante subida de escadas, o modelo Oxford Foot Model (OFM) foi associado ao modelo plug-in-gait (PIG *to lower limbs*) (Figura 1). Primeiramente, foram registradas a altura, peso, distância entre espinha ilíaca antero-superior (EIAS) até o maléolo lateral, largura do joelho e largura do tornozelo das participantes. Então, marcadores reflexivos (9,5mm de diâmetro) foram fixados nas participantes de acordo com os modelos biomecânicos, sempre pelo mesmo avaliador, em pontos anatômicos pré-determinados (descrição abaixo), formando os segmentos do retropé, tibial, femoral e pélvico em ambos os membros inferiores. Além disso, com um dispositivo de laser, foi projetado uma linha vertical lateralmente no membro inferior da participante para padronizar o alinhamento dos marcadores.

Os marcadores bilaterais (membro inferior direito e esquerdo) foram posicionados nos seguintes pontos anatômicos: EIAS, espinha ilíaca pósterio-superior, região lateral do fêmur, eixo de rotação do joelho estimado, região lateral da tíbia, maléolo lateral, região posterior do calcâneo e acima da cabeça do segundo metatarso. Os marcadores unilaterais (membro inferior a ser testado) foram posicionados nos seguintes pontos anatômicos: região lateral da cabeça da fíbula, tuberosidade da tíbia, região anterior da perna, maléolo medial (somente para calibração estática), região posterior/inferior do calcâneo, região posterior/superior do calcâneo (somente para calibração estática), região lateral do calcâneo, sustentáculo do tálus, base do primeiro metatarso, cabeça do primeiro metatarso (somente para calibração estática), cabeça do quinto metatarso, base do quinto metatarso e hálux. O segmento do retropé foi formado por três marcadores dividindo o calcâneo (inferior, médio e superior), e marcadores posicionados na lateral do calcâneo e sustentáculo do tálus. O segmento tibial foi formado pelos marcadores posicionados na cabeça da

fíbula, tuberosidade tibial, região anterior da perna, região lateral da tíbia e maléolo medial. Além desses modelos, foram implementados três marcadores adicionais no centro da patela, região anterior da coxa e no côndilo medial do fêmur, a fim de permitir maior acurácia na mensuração dos ângulos de rotação interna do quadril.

Além disso, previamente à coleta de dados, foi realizado um teste piloto com 12 participantes para avaliar a acurácia das variáveis. As participantes foram avaliadas em 2 dias diferentes, com intervalo de 48 horas a 1 semana. Foi calculado o coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para determinar reprodutibilidade intra-avaliador entre os dois dias e o erro padrão da medida (SEM) para determinar a precisão da medida [1]. A rotação interna do quadril apresentou ICC = 0.754 e SEM = 3.30 graus. A eversão do retropé apresentou ICC = 0.915 e SEM = 1.24 graus.

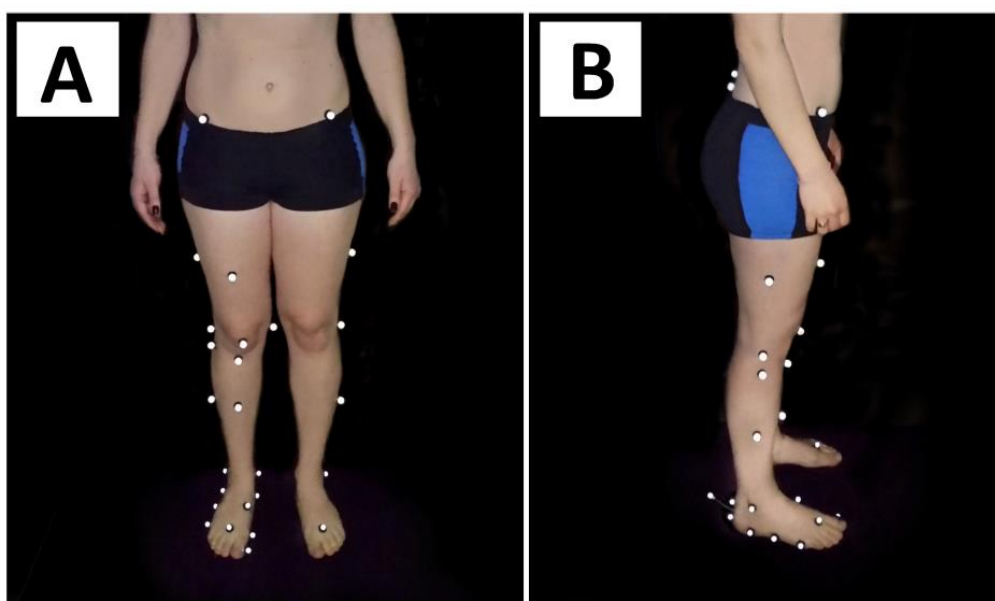


Figura 1. A) Vista anterior e B) Vista lateral do posicionamento dos marcadores de acordo com o modelo OFM associado ao PiG (*lower limbs*) além dos três marcadores adicionais.

Referências

- [1] C. Denegar, D. Ball, Assessing reliability and precision of measurement: an introduction to intraclass correlation and standard error of measurement, J. Sport Rehabil. 2 (1993) 35–42.

Apêndice 2

O dinamômetro isocinético foi calibrado no início de cada dia de coleta. Previamente a realização do teste isocinético, cada sujeito realizou 5 minutos de aquecimento em intensidade submáxima em uma bicicleta ergométrica.

Para fins de familiarização, as participantes realizaram 1 série de cinco tentativas submáximas de contração e 1 série de duas tentativas máximas de contração, com intervalo de 1 minuto entre elas [1,2]. Após estarem familiarizadas com o procedimento, elas aguardaram 1 minuto, e então realizaram duas séries de cinco contrações máximas com repouso de 3 minutos entre elas. Durante todo o teste, o avaliador forneceu estímulo verbal para que a participante produzisse torque máximo durante as contrações. Além disso, conforme instruções apresentadas no manual do dinamômetro, os membros inferiores das participantes foram pesados previamente a realização de cada teste para correção da influência da gravidade, e então, foram automaticamente corrigidos pelo software de aquisição de dados. Todo o teste de torque foi realizado em velocidade angular de $30^{\circ}/s$ [3].

O teste isocinético concêntrico dos músculos abdutores do quadril foi realizado na amplitude de movimento de 0° (neutro) a 30° de abdução do quadril [2]. A participante foi posicionada em decúbito lateral, com o membro inferior a ser avaliado posicionado superiormente, de forma neutra (0° de flexão/abdução/rotação de quadril) e com joelho estendido. O membro inferior não-avaliado foi flexionado e fixado por meio de cintos. A estabilização do tronco foi realizada por meio de dois cintos. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado com o centro da articulação do quadril no plano frontal, e a plataforma de resistência foi posicionada lateralmente à coxa do membro inferior a ser testado, a 5 cm da base da patela (Figura 1) [2,4].



Figura 1. Posicionamento da participante durante a execução do teste de torque concêntrico dos músculos abdutores do quadril.

Referências

- [1] R. de M. Baldon, T.H. Nakagawa, T.B. Muniz, C.F. Amorim, C.D. Maciel, F.V. Serrão, Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome, *J. Athl. Train.* 44 (2009) 490–496. doi:10.4085/1062-6050-44.5.490.
- [2] R.D.M. Baldon, D.F.M. Lobato, L.P. Carvalho, P.R.P. Santiago, B.G. Benze, F.V. Serrão, Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: Gender differences, *J. Appl. Biomech.* 27 (2011) 223–232. doi:10.1123/jab.27.3.223.
- [3] D.H. Perin, *Isokinetic Exercise and Assessment.*, Human Kinetics, Champaign, IL, 1993.
- [4] M.C. Boling, D.A. Padua, R.A. Creighton, Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain, *J. Athl. Train.* 44 (2009) 7–13. doi:10.4085/1062-6050-44.1.7.

Anexo 1 – Versão publicada do estudo 3

Gait & Posture 62 (2018) 366–371



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

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



Full length article

Which is the best predictor of excessive hip internal rotation in women with patellofemoral pain: Rearfoot eversion or hip muscle strength? Exploring subgroups



Amanda Schenatto Ferreira^a, Danilo de Oliveira Silva^{a,b,1}, Ronaldo Valdir Briani^a, Deisi Ferrari^a, Fernando Amâncio Aragão^c, Marcella Ferraz Pazzinato^{a,b}, Fábio Mícolis de Azevedo^{a,*}

^a Laboratory of Biomechanics and Motor Control (LABCOM), School of Science and Technology, São Paulo State University (UNESP), Presidente Prudente, São Paulo, Brazil

^b La Trobe Sports and Exercise Medicine Research Centre (LASEM), School of Allied Health, La Trobe University, Bundoora, Victoria, Australia

^c Laboratory of Human Movement Research (LAFEMH), State University of West Paraná, Cascavel, Paraná, Brazil

ARTICLE INFO

Keywords:

Anterior knee pain
Hip
Knee
Foot
Kinematics
Strength

ABSTRACT

Background: Patellofemoral pain (PFP) has been linked to increased patellofemoral joint stress as a result of excessive hip internal rotation. Lower hip strength and/or excessive rearfoot eversion have been used to explain such altered movement pattern; however, it is unknown which one is the best predictor of excessive hip internal rotation.

Research question: To investigate if peak rearfoot eversion and/or peak concentric hip abductor strength can predict peak hip internal rotation during stair ascent in women with PFP.

Methods: This cross-sectional study included thirty-seven women with PFP which underwent three-dimensional kinematic analysis during stair ascent and hip abductor strength analysis in an isokinetic dynamometer. A forced entry linear regression model analysis was carried out to determine which independent variables present the best capability to predict the hip internal rotation.

Results: Peak concentric hip abductor strength significantly predicted peak hip internal rotation during stair ascent ($R^2 = 0.27$, $p = 0.001$). Peak rearfoot eversion did not predict peak hip internal rotation during stair ascent ($R^2 < 0.01$, $p = 0.62$). A Post-hoc analysis was conducted to explore if a subgroup with excessive rearfoot eversion would predict hip internal rotation. Based on a previous reported cut-off point, 48.6% of the participants were classified as excessive rearfoot eversion. For the subgroup with excessive rearfoot eversion, peak concentric hip abductor strength and peak rearfoot eversion significantly predicted peak hip internal rotation during stair ascent ($R^2 = 0.26$, $p = 0.02$; $R^2 = 0.42$, $p = 0.003$, respectively). For non-excessive rearfoot eversion subgroup, peak concentric hip abductor strength significantly predicted peak hip internal rotation during stair ascent ($R^2 = 0.53$; $p < 0.001$); and peak rearfoot eversion did not ($R^2 = 0.01$; $p = 0.65$).

Significance: Findings indicate that hip muscle strength seems to be related with hip internal rotation in all women with PFP. Rearfoot eversion seems to be related with hip internal rotation only in a subgroup with excessive rearfoot eversion.

1. Introduction

Patellofemoral pain (PFP) is a common complaint amongst sports medicine clinics, accounting for 25–40% of all knee injuries [1]. It has been reported that women are more likely to experience this condition than men [2]. Clinically, individuals with PFP report limitations in

activities that load the patellofemoral joint (PFJ) during weight bearing on a flexed knee [3], especially ascending stairs [4]. Furthermore, the impact of PFP as a medical issue is highlighted by evidence suggesting a chronic and recurrent nature of pain, persisting for many years with unfavorable outcomes after rehabilitation [5].

The source of pain in individuals with PFP remains unclear [3].

* Corresponding author at: São Paulo State University (UNESP), School of Science and Technology, Physical Therapy Department, "Laboratory of Biomechanics and Motor Control (LABCOM)", Rua Roberto Simonsen, 305 Presidente Prudente, São Paulo, Postal Code (CEP): 19060-900, Brazil.

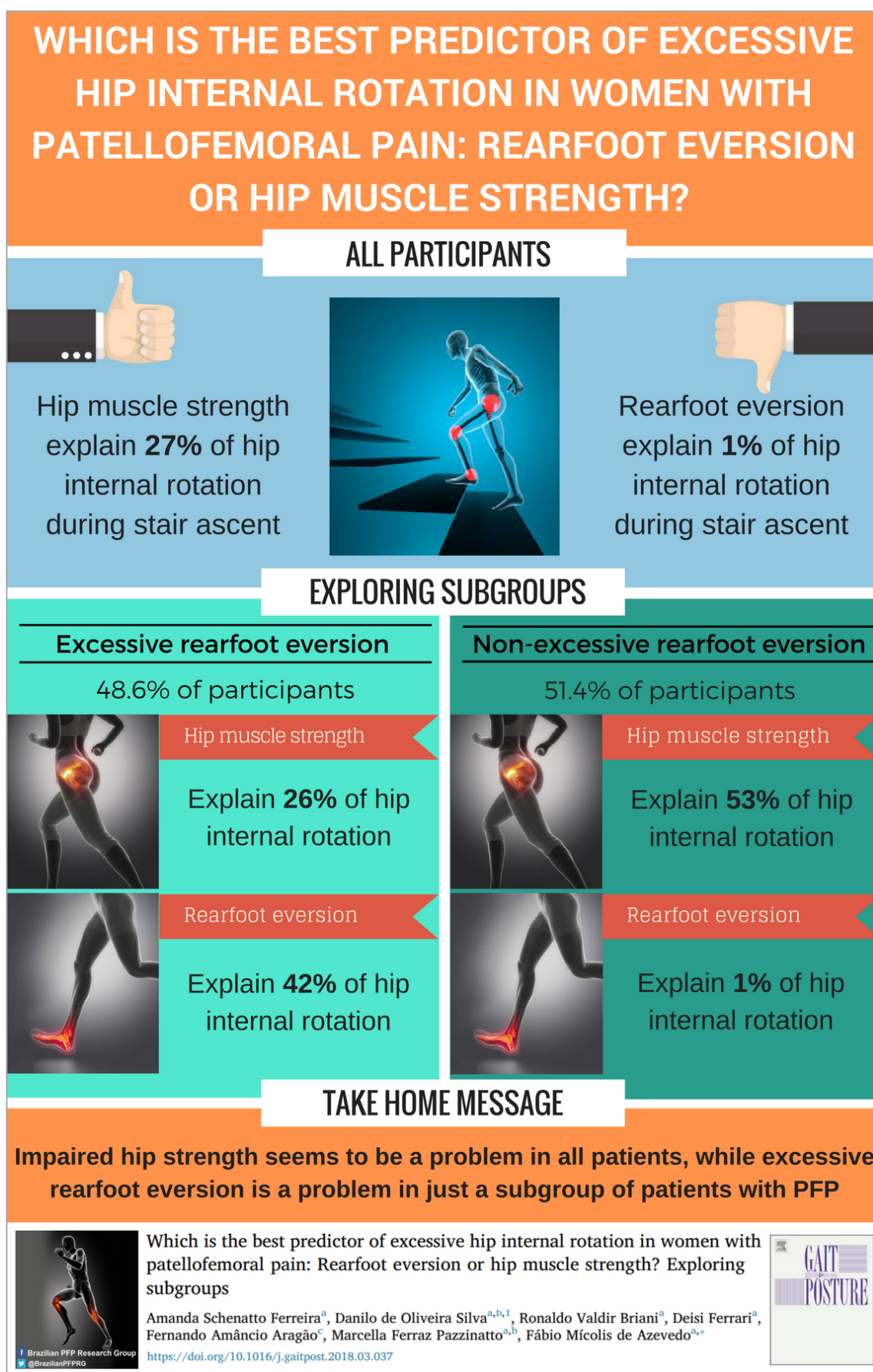
E-mail addresses: amandaschenatto@outlook.com (A.S. Ferreira), danilo110190@hotmail.com (D. de Oliveira Silva), ronaldobriani@hotmail.com (R.V. Briani), deisiferrari@hotmail.com (D. Ferrari), feraaaragao@gmail.com (F.A. Aragão), ferrazmar@hotmail.com (M.F. Pazzinato), micolis@fct.unesp.br (F.M. de Azevedo).

¹ Present address: La Trobe University, School of Allied Health, Bundoora, Victoria, Australia.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.037>

Received 1 October 2017; Received in revised form 13 March 2018; Accepted 23 March 2018
0966-6362/ © 2018 Published by Elsevier B.V.

Anexo 2 – Artigo em 1 minuto (infográfico estudo 3 – versão inglês)



Anexo 3 – Artigo em 1 minuto (infográfico estudo 3–versão português)

QUAL O MELHOR PREDITOR DA EXCESSIVA ROTAÇÃO INTERNA DO QUADRIL EM MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR: EVERSÃO DO RETROPÉ OU TORQUE MUSCULAR DO QUADRIL?

TODAS AS PARTICIPANTES



O torque muscular dos abdutores de quadril explicou **27%** da rotação interna do quadril durante subida de escada



A eversão do retopé explicou **1%** da rotação interna do quadril durante subida de escada

EXPLORANDO SUBGRUPOS

Eversão do retopé excessiva

48,6% das participantes



Torque muscular do quadril

Explicou **26%** da rotação interna de quadril



Eversão do retopé

Explicou **42%** da rotação interna de quadril

Eversão do retopé não excessiva

51,4% das participantes



Torque muscular do quadril

Explicou **53%** da rotação interna de quadril



Eversão do retopé

Explicou **1%** da rotação interna de quadril

MENSAGEM PRINCIPAL

O comprometimento do torque muscular do quadril parece ser um problema em todos os pacientes, enquanto a eversão do retopé é um problema apenas em um subgrupo de pacientes com DFP



Which is the best predictor of excessive hip internal rotation in women with patellofemoral pain: Rearfoot eversion or hip muscle strength? Exploring subgroups

Amanda Schenatto Ferreira^a, Danilo de Oliveira Silva^{a,b,1}, Ronaldo Valdir Briani^a, Deisi Ferrari^a, Fernando Amâncio Aragão^c, Marcella Ferraz Pazzinatto^{a,b}, Fábio Mícolis de Azevedo^{a,*}

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.037>



Anexo 4 – Artigo publicado em coautoria

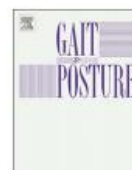
Gait & Posture 60 (2018) 268–272



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

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



Full length article

Higher pain level and lower functional capacity are associated with the number of altered kinematics in women with patellofemoral pain

Deisi Ferrari^{a,b}, Ronaldo Valdir Briani^c, Danilo de Oliveira Silva^c, Marcella Ferraz Pazzinatto^c, Amanda Schenatto Ferreira^c, Neri Alves^{a,c}, Fábio Mícolis de Azevedo^{c,*}

^a University of São Paulo, Post-Graduation Program Interunits Bioengineering EESC/FMRP/IQSC-USP, São Carlos, Brazil

^b Educational Faculty of Francisco Beltrão, Physical Therapy Department, Francisco Beltrão, Brazil

^c University of São Paulo State, School of Science and Technology, Physical Therapy Department, Presidente Prudente, Brazil



ARTICLE INFO

Keywords:

Anterior knee pain
Chondromalacia patella
Kinematic analysis
Knee
Function

ABSTRACT

This study investigated whether women with patellofemoral pain (PFP) present kinematic alterations in proximal, local, and distal factors simultaneously, and determined the association between the number of kinematic alterations, pain level, and functional status. A three-dimensional motion analysis system was used to analyze the peak hip adduction, peak knee flexion, and peak rearfoot eversion, addressing the proximal, local, and distal factors, respectively, in fifty women. Functional status and pain level were assessed using the anterior knee pain scale (AKPS) and a visual analogic scale. Receiver operating characteristic curves were calculated to identify participants with and without kinematic alterations and the number of them was obtained for each participant. Associations between the number of kinematic alterations, pain level, and AKPS score were determined by the Pearson correlation. Results showed that 52% of women with PFP presented at least two kinematic alterations of which 24% were local/proximal, 16% local/distal, and 12% proximal/distal. Three kinematic alterations were found in 48% of the women with PFP. A strong positive correlation was found between the number of kinematic alterations and pain ($r = 0.78$; $p < 0.001$). A strong negative correlation was found between the number of altered kinematics and functional status ($r = -0.79$; $p < 0.001$). Findings revealed that women with PFP presented at least two kinematic alterations and a higher number of kinematic alterations was associated with higher pain levels and lower functional status. Clinicians should carefully assess movement pattern of women with PFP as it could indicate a more severe condition, which is associated with a poor prognosis.

1. Introduction

Patellofemoral pain (PFP) is described as pain around or behind the patella, which is exacerbated by activities that load the patellofemoral joint on a flexed knee, such as during stair ascent [1]. Women are 2.23 times more likely to be affected than men [2], with a prevalence of 12–13% from 18 to 35 years old [3]. The prognosis of PFP is not favorable, patients report pain and function limitation for 5–8 years after receiving treatment [4]. Furthermore, PFP may progress to patellofemoral osteoarthritis [4].

The etiology of PFP is unclear; however, multifactorial factors have been proposed including proximal, local, and distal kinematic alterations [5]. Studies considering proximal factors have focused on understanding how the hip may contribute to PFP. Studies on local factors

have focused on the contribution of patellofemoral joint mechanics to PFP and studies on distal factors are dedicated to the contribution of foot and ankle mechanics to PFP [5]. The most common altered kinematics reported in each factor are increased hip adduction [6,7], reduced knee flexion [8], and increased rearfoot eversion [6,9]. However, conflicting findings have been reported regarding these parameters [10,11]. A reasonable explanation for such conflicting findings is that some individuals with PFP could present one-joint kinematic alteration while others could present multiple-joint kinematic alterations (i.e., altered kinematics may vary between individuals with PFP).

Given the above, studies have recently been performed in order to determine subgroups of individuals with PFP [12,13]. Selfe et al. [12] proposed that three subgroups of individuals with PFP may exist based on the results of six clinical tests. On the other hand, Watari et al. [13]

* Corresponding author at: University of São Paulo State, School of Science and Technology, Physical Therapy Department, "Biomechanics and Motor Control Laboratory, Rua Roberto Simonsen, 305, Presidente Prudente, SP 19060-900, Brazil.

E-mail addresses: deisiferrari@hotmail.com, deisiferrari@usp.br (D. Ferrari), ronaldobriani@hotmail.com (R.V. Briani), danilo110190@hotmail.com (D. de Oliveira Silva), ferraz_mar@hotmail.com (M.F. Pazzinatto), amandaschenatto@outlook.com (A.S. Ferreira), neri.prudente@gmail.com (N. Alves), micolis@uol.com.br, micolis@fct.unesp.br (F.M. de Azevedo).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.034>

Received 28 January 2017; Received in revised form 5 July 2017; Accepted 7 July 2017
0966-6362/ © 2017 Elsevier B.V. All rights reserved.

Anexo 5 – Artigo publicado em coautoria

Downloaded from <http://bjsm.bmj.com/> on March 18, 2018 - Published by group.bmj.com
BJSM Online First, published on March 16, 2018 as 10.1136/bjsports-2017-098099

Review

What interventions can improve quality of life or psychosocial factors of individuals with knee osteoarthritis? A systematic review with meta-analysis of primary outcomes from randomised controlled trials

Ronaldo Valdir Briani,¹ Amanda Schenatto Ferreira,¹ Marcella Ferraz Pazzinatto,¹ Evangelos Pappas,² Danilo De Oliveira Silva,³ Fábio Mícolis de Azevedo¹

► Additional material is published online only. To view please visit the journal online (<http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2017-098099>).

¹School of Science and Technology, Laboratory of Biomechanics and Motor Control (LABCOM), São Paulo State University, Presidente Prudente, Brazil

²Discipline of Physiotherapy, Faculty of Health Sciences, The University of Sydney, Sydney, New South Wales, Australia
³La Trobe Sports and Exercise Medicine Research Centre (LASEM), La Trobe University, School of Allied Health, Melbourne, Victoria, Australia

Correspondence to Ronaldo Valdir Briani, School of Science and Technology, Laboratory of Biomechanics and Motor Control (LABCOM), São Paulo State University, Presidente Prudente 19060-900, Brazil; ronaldobriani@hotmail.com

Accepted 11 February 2018

ABSTRACT

Objective To systematically review evidence of primary outcomes from randomised controlled trials (RCTs) examining the effect of treatment strategies on quality of life (QoL) or psychosocial factors in individuals with knee osteoarthritis (OA).

Design Systematic review with meta-analysis.

Data sources Medline, Embase, SPORTDiscus, the Cumulative Index to Nursing and Allied Health Literature (CINAHL) and Web of Science were searched from inception to November 2017.

Eligibility criteria for selecting studies We included RCTs investigating the effect of conservative interventions on QoL or psychosocial factors in individuals with knee OA. Only RCTs considering these outcomes as primary were included.

Results Pooled data supported the use of exercise therapy compared with controls for improving health-related and knee-related QoL. There was limited evidence that a combined treatment of yoga, transcutaneous electrical stimulation and ultrasound may be effective in improving QoL. Limited evidence supported the use of cognitive behavioural therapies (with or without being combined with exercise therapy) for improving psychosocial factors such as self-efficacy, depression and psychological distress.

Summary/Conclusion Exercise therapy (with or without being combined with other interventions) seems to be effective in improving health-related and knee-related QoL or psychosocial factors of individuals with knee OA. In addition, evidence supports the use of cognitive behavioural therapies (with or without exercise therapy) for improving psychosocial factors such as self-efficacy, depression and psychological distress in individuals with knee OA.

PROSPERO registration number CRD42016047602.

INTRODUCTION

Osteoarthritis (OA) is one of the leading causes of musculoskeletal pain and disability worldwide,¹ with knee OA affecting up to one-third of people aged over 60 years.² Overall, most individuals with knee OA have chronic pain,³ which is a multidimensional experience that influences their quality of life (QoL).⁴

Abnormalities on imaging do not account for all symptoms in individuals with knee OA.⁵ Biopsychosocial models suggest that pain is a complex interaction of factors such as structural damage, peripheral and central pain processing mechanisms, culture, sex, and psychosocial factors.⁶ According to the biopsychosocial model, chronic pain is influenced by a variety of physical and psychosocial factors, including individuals' reaction to pain, which is a product of their thoughts and beliefs (cognitions).⁴ Recently, a systematic review (SR) found evidence for a relationship between psychosocial factors and knee OA.⁴ Individuals with knee OA can have psychological impairments related to coping, self-efficacy, somatising, pain catastrophising and helplessness.⁴

The physical and psychosocial impairments in individuals with knee OA have an impact on QoL due to their influence on social interactions, mental functioning and sleep quality.⁷ QoL refers to the physical, psychological and social domains of health that are influenced by a person's experiences, beliefs, expectations and perceptions.⁸ Individuals with knee OA have inferior QoL compared with controls.^{7,9} Therefore, therapies that improve QoL in individuals with knee OA may mitigate the clinical, economic and social burden of this disorder.⁷ The purpose of this SR was to synthesise evidence of primary outcomes of randomised controlled trials (RCTs) examining the effect of treatment strategies on QoL or psychosocial factors in individuals with knee OA.

METHODS

This SR has been completed and reported through consultation with the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses guidelines for the reporting of SRs and meta-analyses,¹⁰ and the SR protocol was registered with PROSPERO (trial registration number: CRD42016047602).

Deviations from study protocol

Initially, we planned to investigate the effect of any intervention (surgical and conservative) on QoL or psychosocial factors. However, due to the vast differences in outcomes, patient recovery, and type and volume of healthcare utilisation between patients with knee pathology who received



To cite: Briani RV, Ferreira AS, Pazzinatto MF, et al. *Br J Sports Med* Epub ahead of print: [please include Day Month Year]. doi:10.1136/bjsports-2017-098099

BMJ

Briani RV, et al. *Br J Sports Med* 2018;0:1–10. doi:10.1136/bjsports-2017-098099

BA SPORTS

1

Copyright Article author (or their employer) 2018. Produced by BMJ Publishing Group Ltd under licence.