

Ronaldo Valdir Briani

**DOR FEMOROPATELAR: RELAÇÃO COM OS MÚSCULOS
DO TRONCO, FLEXORES DE JOELHO E ALTERAÇÕES NA
MECÂNICA ARTICULAR**



Presidente Prudente

2021

Ronaldo Valdir Briani

**DOR FEMOROPATELAR: RELAÇÃO COM OS
MÚSCULOS DO TRONCO, FLEXORES DE JOELHO E
ALTERAÇÕES NA MECÂNICA ARTICULAR**

Tese 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 Doutor em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo

Coorientador: Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães

Presidente Prudente

2021

B849d Briani, Ronaldo Valdir
Dor femoropatelar: Relação com os músculos do tronco, flexores de joelho e alterações na mecânica articular : Relação da dor femoropatelar com a mecânica articular de tronco e joelho / Ronaldo Valdir Briani. -- Presidente Prudente, 2021
162 f. : il., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Ciências e Tecnologia, Presidente Prudente
Orientador: Fábio Mícolis Azevedo
Coorientador: Fernando Henrique Magalhães

1. Dor femoropatelar. 2. Biomecânica. 3. Joelho. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Ciências e Tecnologia, Presidente Prudente. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA TESE: Dor femoropatelar: Relação com os músculos do tronco, flexores de joelho e alterações na mecânica articular.

AUTOR: RONALDO VALDIR BRIANI

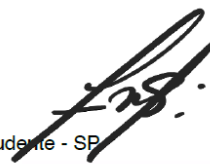
ORIENTADOR: FABIO MÍCOLIS DE AZEVEDO

COORIENTADOR: FERNANDO HENRIQUE MAGALHÃES

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

Prof. Dr. FABIO MÍCOLIS DE AZEVEDO (Participação Virtual)

Departamento de Fisioterapia / Faculdade de Ciências e Tecnologia de Presidente Prudente - SP



Prof. Dr. RUBEN DE FARIA NEGRAO FILHO (Participação por Parecer Circunstanciado)

Departamento de Educação Física / Faculdade de Ciências e Tecnologia de Presidente Prudente

VIDEOCONFERÊNCIA

Prof. Dr. CARLOS MARCELO PASTRE (Participação por Parecer Circunstanciado)

Departamento de Fisioterapia / Faculdade de Ciências e Tecnologia de Presidente Prudente

VIDEOCONFERÊNCIA

Prof. Dr. FÁBIO VIADANNA SERRÃO (Participação por Parecer Circunstanciado)

Fisioterapia / CCBS/UFSCar/São Carlos

VIDEOCONFERÊNCIA

VIDEOCONFERÊNCIA

Profa. Dra. ISABEL DE CAMARGO NEVES SACCO (Participação por Parecer Circunstanciado)

Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional / Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

Presidente Prudente, 30 de abril de 2021

DEDICATÓRIA

**Dedico esta tese à toda a minha
família pelo apoio incondicional
durante toda minha formação
acadêmica. Em especial, dedico esta
tese à minha mãe, literalmente
minha primeira professora.**

AGRADECIMENTOS

Ao iniciar a escrita desta seção fiquei feliz por perceber a quantas pessoas devo o meu agradecimento. Isso me fez perceber que nunca estive sozinho durante esta jornada, e que a minha trajetória não se resume à uma tese, mas sim a uma história de vida, muito aprendizado e amadurecimento, que só foram possíveis devido à participação dessas pessoas. Portanto, aqui vão algumas singelas palavras que tentam realizar a impossível tarefa de agradecer essas pessoas.

Não poderia deixar de começar agradecendo a minha família, minha mãe Marilene, minha madrinha Lourdes (segunda mãe), meu irmão Rafael, e meu pai Neri. Sou muito grato por todo incentivo e suporte que eles me deram, não só na realização do doutorado, mas na vida inteira. Não houve um dia na minha vida em que eles não priorizaram a minha educação, e fizeram de tudo possível para que eu pudesse chegar aqui, mesmo com as adversidades que a vida nos impõe. Agradeço a Deus por ter me dado essa família, obrigado por tudo.

Agradeço a minha namorada, amiga, companheira e exemplo de pessoa, Milena. Seu jeito extrovertido é contagiante, seu coração é enorme, e você não mede esforços para ajudar e alegrar as pessoas ao seu redor. Você diz que sou calmo (as vezes até demais), mas só consigo ser calmo pois sei que posso contar contigo sempre. Obrigado por me aguentar durante todo esse tempo e ser a pessoa com que posso conversar abertamente, te amo! Aproveito também para agradecer ao meu sogro e sogra, Clari e Ieda. Me acolheram como se fosse um próprio filho, e foram a minha família enquanto eu “estudava fora”. Obrigado por todas as coisas boas que trouxeram para a minha vida, espero poder retribuir.

Agradeço aos “Clubistas”, Maison, Gilson, Marcos e Gabriel, amigos de infância e para a vida toda. Esses realmente fazem jus a frase “irmãos que a vida me deu”. Tive muita sorte de poder ter crescido junto a eles, e conto os dias para poder visitá-los. Não poderia ter escolhido amigos melhores. Obrigado por toda a parceria, ensinamentos e zoeira, tamo junto gurizada!

Agradeço ao meu orientador e coorientador, professores Fábio e Fernando. Muito mais do que mentores, vocês são grandes amigos. Sou grato por todos os ensinamentos, conversas, conselhos e “puxadas de orelha”. Me espelho em vocês em muitas coisas, e espero poder corresponder às expectativas. Obrigado por tudo o que passou, e espero que o futuro seja melhor ainda.

Agradeço aos meus colegas e amigos do LABCOM, Marina, Matheus, Helder, Liliam, Carmen, Vitória, Ana Flávia, Elian, Júlia, Lucca e Lucas. Trabalhar com vocês é um prazer e um privilégio. Fico feliz em poder aprender e evoluir junto com vocês. Mas fico ainda mais feliz por saber que o LABCOM é mais do que um grupo de trabalho, e que levaremos essas amizades para a vida toda.

Gostaria também de agradecer aos membros titulares, professores Pastre, Rubinho, Fábio e Isabel, e aos suplentes, professores Diego, Rômulo, Luis e Alberito por aceitarem compor a banca de avaliação. Os convidei pois admiro o seu trabalho e sua competência. É uma honra ter a minha a tese avaliada por vocês. Desde já agradeço os comentários e sugestões.

Por fim, mas não menos importante, agradeço a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pela concessão da bolsa de doutorado (processo nº 2017/20483-7) e pela bolsa na modalidade BEPE (processo nº 2019/13405-5 2016/11140-6). As opiniões, hipóteses e conclusões ou recomendações expressas neste

material são de responsabilidade do(s) autor(es) e não necessariamente refletem a visão da FAPESP.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

EPÍGRAFE

“Quanto mais você sabe, mais você percebe que nada sabe”

Sócrates

“A certeza é a mãe dos tolos”

The Mentalist

RESUMO

A dor femoropatelar (DFP) é caracterizada por dor na região anterior do joelho exacerbada por atividades que aumentam a sobrecarga da articulação femoropatelar. Um dos principais focos de estudos em DFP são os músculos extensores de joelho, extensores e abdutores de quadril. Apesar da importância comprovada desses grupamentos musculares na DFP, essa desordem tem característica multifatorial e outros grupos musculares também podem estar comprometidos. Achados de estudos prévios indicam que alterações na funcionalidade dos flexores de joelho e músculos do tronco (flexores laterais, anteriores e extensores) também podem estar associadas com a DFP, embora mais estudos sejam necessários para avançar o entendimento nessa temática. Além disso, o comprometimento da função dos músculos do tronco e flexores de joelho pode estar associado com alterações na mecânica articular durante tarefas funcionais devido à DFP. Para entender melhor a influência da DFP na mecânica articular do tronco e membro inferior, reduzindo limitações causadas pelo carácter intermitente da DFP e o desenho transversal da maioria dos estudos, investigar a influência da exacerbação da DFP nessas variáveis pode ser uma alternativa interessante. Nesse contexto, seis estudos originais que compõem esta tese foram realizados com o objetivo geral de investigar a relação da DFP com os músculos do tronco e flexores de joelho e a influência da exacerbação da DFP na mecânica articular do tronco e membro inferior. De forma geral, os achados desses estudos indicaram comprometimento na função muscular dos flexores de joelho e dos músculos do tronco, o que está relacionado com a dor ou função objetiva de indivíduos com DFP. Além disso, foram encontradas mudanças na mecânica articular do joelho e na coordenação de tronco durante tarefas funcionais após a exacerbação da DFP. Em conjunto, esses achados contribuem no entendimento da relação dos músculos do tronco e flexores de joelho com a DFP e como a sua exacerbação influencia a mecânica articular.

PALAVRAS-CHAVE

Dor femoropatelar;

Biomecânica;

Joelho;

Torque muscular;

Testes clínicos;

TITLE: PATELLOFEMORAL PAIN: RELATIONSHIP WITH TRUNK AND KNEE
FLEXOR MUSCLES AND JOINT MECHANICS ALTERATIONS

ABSTRACT

Patellofemoral pain (PFP) is characterized by diffuse anterior knee pain exacerbated by activities that increase the load in the patellofemoral joint. One of the main focus of PFP research has been the knee extensors, hip abductors and extensors. Despite the evidenced importance of these muscle groups to PFP, this disorder has a multifactorial characteristic and other muscle groups may also be compromised. Findings from previous studies indicate that changes in the muscle capacity of the knee flexors and trunk muscles (lateral, anterior and extensor flexors) may also be associated with PFP, although further studies are needed to further understand this topic. In addition, impaired function of the trunk and knee flexor muscles may be associated with changes in joint mechanics during functional tasks due to PFP. To better understand the influence of PFP on trunk and lower limb mechanics, overcoming limitations caused by the intermittent nature of PFP and the cross-sectional design of most studies, investigating the influence of PFP exacerbation on these variables can be an interesting alternative. In this context, six original studies that compose this thesis were carried out with the general objective of investigating the relationship of PFP with trunk and knee flexor muscles and the influence of PFP exacerbation on trunk and lower limb mechanics. Overall, the findings of these studies indicated impairments in the muscle function of the knee flexors and trunk muscles, which were related to pain or objective function of individuals with PFP. In addition, changes in knee joint mechanics and trunk coordination were found during functional tasks after the exacerbation of DFP. Put together, these findings contribute to the understanding of the relationship between trunk and knee flexor muscles with PFP and how the exacerbation of PFP influences joint mechanics.

KEYWORDS

Patellofemoral pain;

Biomechanics;

Knee;

Muscle torque;

Clinical tests;

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Representação de algumas alterações biomecânicas de indivíduos com DFP.	22
Figura 2. Distribuição das alterações biomecânicas.....	23
Figura 3. Execução do <i>forward step down test</i>	37
Figura 4. Execução do <i>single leg hop test</i>	38
Figura 5. <i>Straight leg raise test</i>	58
Figura 6. <i>Single leg bridge test</i>	59
Figura 7. Teste de prancha anterior e lateral.....	103
Figura 8. Escada experimental com a plataforma de força inserida no quarto degrau.....	120
Figura 9. Vista posterior e anterior do modelo biomecânico utilizado.....	121
Figura 10. Plataforma de força inserida no quarto degrau da escada experimental.....	140
Figura 11. Gráfico ângulo-ângulo entre o tronco e joelho no plano sagital.....	143
Figura 12. Padrões de coordenação do tronco e joelho durante a subida de escada antes e após a exacerbação da DFP.....	146
Figura 13. Padrões de coordenação do tronco e joelho durante a descida de escada antes e após a exacerbação da DFP.....	147
Figura 14. Padrões de coordenação do tronco e joelho durante o agachamento antes e após a exacerbação da DFP.....	147
Figura 15. Padrões de coordenação do tronco e joelho durante o <i>step down</i> antes e após a exacerbação da DFP.....	148
Figura 16. Variabilidade da coordenação do tronco e joelho durante a descida de escada antes e após a exacerbação da DFP.....	148
Figura 17. Variabilidade da coordenação do tronco e joelho durante a subida de escada antes e após a exacerbação da DFP.....	149
Figura 18. Variabilidade da coordenação do tronco e joelho durante o agachamento antes e após a exacerbação da DFP.....	149
Figura 19. Variabilidade da coordenação do tronco e joelho durante o <i>step down</i> antes e após a exacerbação da DFP.....	150

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características dos participantes.....	41
Tabela 2. Comparação entre grupos para força máxima e taxa de desenvolvimento do torque flexor de joelho.....	43
Tabela 3. Comparação entre grupos para força máxima e taxa de desenvolvimento do torque extensor de joelho.....	44
Tabela 4. Correlação entre a força máxima e a taxa de desenvolvimento do torque de flexor e extensor de joelho com o <i>Single leg hop test</i> , <i>Forward step-down test</i> e função subjetiva.....	46
Tabela 5. Dados demográficos, auto reportados e medidas objetivas de mulheres e homens com DFP.....	62
Tabela 6. Força máxima e TDT dos flexores de joelho de mulheres e homens com DFP.....	63
Tabela 7. Coeficientes de correlação de Pearson (r) entre a força máxima, TDT, e a flexibilidade dos flexores de joelho com o nível atual de dor e pior nível de dor no último mês.....	64
Tabela 8. Coeficientes de correlação de Pearson (r) entre a força máxima e a TDT dos flexores de joelho com o desempenho no SLBT.....	65
Tabela 9. Características das participantes.....	83
Tabela 10. Comparação entre a espessura muscular normalizada pela massa corporal de mulheres com e sem dor femoropatelar durante a condição relaxada.....	84
Tabela 11. Comparação entre a espessura muscular normalizada pela massa corporal de mulheres com e sem dor femoropatelar durante a condição contraída.....	85
Tabela 12. Variação percentual da espessura muscular entre condições contraídas e relaxadas das mulheres com e sem dor femoropatelar.....	86
Tabela 13. Comparação entre a razão de contração de mulheres com e sem dor femoropatelar.....	87
Tabela 14. Correlação entre a espessura muscular e a dor auto reportada das mulheres com dor femoropatelar.....	88
Tabela 15. Medidas de confiabilidade da espessura muscular do grupo sem dor.....	89
Tabela 16. Medidas de confiabilidade da espessura muscular do grupo de DFP.....	90
Tabela 17. Características dos participantes.....	106
Tabela 18. Média ajustada (DP) da resistência anterior e lateral do tronco.....	107
Tabela 19. Médias (DP), diferenças médias e tamanhos de efeito não ajustados da resistência anterior e lateral do tronco.....	107

Tabela 20. Coeficientes de correlação parcial de Pearson (r) entre a resistência anterior e lateral de tronco com o desempenho no SLHT e FSDT.....	108
Tabela 21. Características das participantes.....	120
Tabela 22. Variáveis de interesse antes e depois a exacerbação da dor durante a descida de escada.....	125
Tabela 23. Variáveis de interesse antes e depois a exacerbação da dor durante subida de escada.....	126
Tabela 24. Características dos participantes.....	139
Tabela 25. Modos de coordenação e seus valores de referência.....	143

SUMÁRIO

ESTRUTURA DA TESE	19
CAPÍTULO 1 – CONTEXTUALIZAÇÃO GERAL.....	21
1.1 Caracterização	21
1.2 Epidemiologia.....	21
1.3 Progressão para osteoartrite	22
1.4 Biomecânica da dor femoropatelar	22
1.5 Lacunas no contexto da dor femoropatelar.....	23
1.6 Objetivos	25
1.6.1 Geral.....	25
1.6.2 Específicos.....	25
1.7 Referências	27
CAPÍTULO 2 – MÚSCULOS ISQUIOTIBIAIS E A DOR FEMOROPATELAR	34
2.1. Estudo 1: Os déficits de força e taxa de desenvolvimento de torque dos flexores de joelho em mulheres com dor femoropatelar estão relacionados à pior função objetiva.	34
2.1.1 Introdução.....	34
2.1.2 Métodos	36
2.1.2.1 Amostra	36
2.1.2.2 Procedimentos.....	37
2.1.2.3 Processamento os sinais	39
2.1.2.4 Análise estatística	40
2.1.3 Resultados	41
2.1.4 Discussão	47
2.1.5 Conclusão	50
2.1.6 Referências.....	50
2.2. Estudo 2: Força, taxa de desenvolvimento do torque e flexibilidade dos flexores de joelho em mulheres e homens com dor femoropatelar: Relação com a dor e o desempenho no <i>single leg bridge test</i>.....	55
2.2.1 Introdução.....	55
2.2.2 Métodos	57
2.2.2.1 Participantes	57
2.2.2.2 Critério de elegibilidade	58
2.2.2.4 Análise de dados	61
2.2.2.5 Análise estatística	61
2.2.3 Resultados	62

2.2.4 Discussão	66
2.2.5 Conclusão	69
2.2.6 Referências.....	70
CAPÍTULO 3 – MÚSCULOS DO TRONCO E A DOR FEMOROPATELAR	76
3.1. Estudo 3: A redução da espessura muscular do tronco está associada à dor em mulheres com dor femoropatelar	76
3.1.1 Introdução.....	76
3.1.2 Métodos	77
3.1.2.1 Amostra	78
3.1.2.2 Critérios de elegibilidade	78
3.1.2.3 Procedimento	79
3.1.2.4 Aquisição de imagens de ultrassom	79
3.1.2.5 Análise dos dados de ultrassom.....	80
3.1.2.6 Análise estatística	81
3.1.3 Resultados	82
3.1.4. Discussão	90
3.1.5 Conclusão	93
3.1.6 Referências.....	93
3.2. Estudo 4: A resistência muscular do tronco está reduzida e associada à função objetiva de indivíduos com PFP.	100
3.2.1 Introdução.....	100
3.2.2 Métodos	101
3.2.2.1 Participantes	102
3.2.2.2 Critérios de elegibilidade	102
3.2.2.2 Procedimentos.....	103
3.2.2.3 Análise estatística	105
3.2.3 Resultados	106
3.2.4 Discussão	108
3.2.5 Conclusão	111
3.2.6 Referências.....	111
CAPÍTULO 4 – EXACERBAÇÃO DA DOR FEMOROPATELAR.....	117
4.1. Estudo 5: Influência da exacerbação da dor femoropatelar na cinemática do tronco e mecânica do membro inferior durante a subida e descida de escada.....	117
4.1.1 Introdução.....	117
4.1.2 Métodos	119

4.1.2.1 Amostra	119
4.1.2.2 Instrumentação.....	120
4.1.2.3 Procedimentos.....	121
4.1.2.4 Análise dos dados	122
4.1.2.5 Análise estatística	123
4.1.3 Resultados	123
4.1.4 Discussão	127
4.1.5 Conclusão	131
4.1.6 Referências.....	131
4.2. Estudo 6: Coordenação e variabilidade da cinemática do tronco e joelho no plano sagital: Influência da exacerbação da dor femoropatelar e da tarefa.....	137
4.2.1 Introdução	137
4.2.2 Métodos	138
4.2.2.1 Amostra	138
4.2.2.2 Instrumentação.....	139
4.2.2.3 Procedimentos	140
4.2.2.4 Análise dos dados	142
4.2.2.5 Análise estatística	145
4.2.3 Resultados	146
4.2.4 Discussão	150
4.2.5 Conclusão.....	153
4.2.6 Referências	154
CAPÍTULO 5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	158
5.1 Conclusão e implicações clínicas	158
5.2 Perspectivas futuras.....	159

ESTRUTURA DA TESE

Esta tese de doutorado contém seis estudos originais que buscam investigar a relação da dor femoropatelar (DFP) com os músculos do tronco e flexores de joelho e a influência da exacerbação da DFP na mecânica articular do tronco e membro inferior. A apresentação desta tese será na forma de cinco capítulos.

O capítulo 1 é composto por uma contextualização sobre o tema, destacando lacunas existentes na literatura. Ao final, o objetivo geral e os objetivos específicos desta tese serão apresentados.

O capítulo 2 é composto por dois estudos originais. O primeiro foi publicado na *Gait and Posture* e teve o objetivo de investigar a força e a taxa de desenvolvimento dos flexores de joelho de mulheres com e sem DFP e sua associação com a função subjetiva e objetiva. Este estudo foi desenvolvido durante o estágio de pesquisa no exterior (BEPE) realizado na *La Trobe University*, Austrália, e conta com a colaboração dos pesquisadores internacionais Dr. Christian John Barton e Dr. Benjamin Mentiplay. O segundo foi publicado na *Physical Therapy in Sport* e aborda a associação entre a força máxima e a taxa de desenvolvimento do torque dos flexores de joelho com a sintomatologia e o desempenho no *single leg bridge test* de mulheres e homens com DFP. Este estudo foi desenvolvido com a colaboração do Dr. Neal Glaviano da *University of Connecticut*, Estados Unidos.

O capítulo 3 é composto por dois estudos originais. O primeiro foi publicado na *Journal of Ultrasound in Medicine* que investigou a espessura da musculatura do tronco de mulheres com e sem DFP e sua associação com a sintomatologia. Este estudo foi desenvolvido em colaboração com pesquisadores da Universidade Estadual do Oeste do Paraná. O segundo estudo investigou a resistência muscular de tronco (i.e., *endurance*)

de mulheres e homens com e sem DFP e a sua relação com a função objetiva. Este estudo conta com a colaboração do Dr. David Bazett-Jones da *University of Toledo*, Estados Unidos.

O capítulo 4 é composto por dois estudos originais. O primeiro foi publicado na *Gait and Posture* e investigou a influência da exacerbação da DFP na cinemática do tronco e mecânica do membro inferior durante a subida e descida de escada. Já o segundo estudo investigou como os padrões de coordenação e a variabilidade da cinemática do tronco e joelho são influenciados pela a exacerbação da DFP em diferentes tarefas funcionais. Ambos estudos foram desenvolvidos em colaboração com o pesquisador Jordan Cannon da *University of Southern California*, Estados Unidos.

O capítulo 5 contém as considerações finais da tese na forma de conclusão e implicações clínicas e perspectivas futuras. Em anexo está apresentado outras atividades desenvolvidas pelo candidato durante o doutorado.

CAPÍTULO 1 – CONTEXTUALIZAÇÃO GERAL

1.1 Caracterização

A dor femoropatelar (DFP) é caracterizada por dor difusa anterior no joelho, exacerbada por atividades que aumentam a sobrecarga na articulação do joelho como agachar, correr, subir e descer escadas¹. Diferentemente do que se pensava nos anos 90, a DFP não é auto limitante e seus sintomas podem permanecer constantes ou aumentar a longo prazo¹. Lankhorst et al.² relataram que aproximadamente 57% das pessoas com DFP podem sentir dor persistente por até 5-8 anos. Em um estudo com 250 atletas com diagnóstico de DFP, os sintomas permaneceram inalterados ou aumentaram em 50% dos atletas após 5 anos³.

Além dos sintomas de dor, crepitação no joelho⁴ e aumento da sensibilidade pressórica no joelho⁵ também são características comuns de indivíduos com DFP. Indivíduos com DFP comumente reportam diminuição no nível de atividade física⁶, qualidade de vida⁷, e capacidade funcional⁸. A DFP também pode aumentar em 6 vezes a presença de sinais de depressão⁹, bem como influenciar outros fatores psicológicos como a cinesiofobia e a catastrofização da dor¹⁰.

1.2 Epidemiologia

Desordens de joelho são conhecidas por sua alta prevalência na população geral¹¹. Dentre elas está a DFP, a qual afeta 23% da população geral e 29% dos adolescentes, podendo a prevalência chegar a 35,7% em atletas¹². A incidência de DFP também é alta, podendo variar por gênero. Boling et al.¹³ encontraram maior taxa de incidência de DFP em mulheres (33/1000 pessoas-ano) do que em homens (15/1000 pessoas ano) em uma coorte de 1525 cadetes da Academia Naval dos Estados Unidos. Em adolescentes atletas,

a incidência de DFP relatada foi de 10% durante uma temporada competitiva de basquete¹⁴. Estes dados epidemiológicos mostram o quão presente está a DFP na população de adolescentes e adultos.

1.3 Progressão para osteoartrite

Em 2005, Utting et al.¹⁵ publicaram um dos primeiros estudo levantando a hipótese de que a DFP poderia ser precursora do desenvolvimento de osteoartrite na articulação femoropatelar. Neste estudo retrospectivo, 22% dos indivíduos submetidos à artroplastia de joelho em decorrência de osteoartrite na articulação femoropatelar relataram a presença de dor crônica, com duração de aproximadamente 16 anos e início ainda na fase adulta jovem (18 anos)¹⁵. A partir desse estudo, em um editorial, Crossley¹⁶ ampliou a discussão dessa hipótese, ganhando força com a publicação de Wyndow et al.¹⁷ mostrando similaridades biomecânicas entre a DFP e a osteoartrite femoropatelar. Mais recentemente, Collins et al.¹⁸ encontraram achados radiográficos de osteoartrite femoropatelar identificados por ressonância magnética em 30% dos adultos com DFP. Similarmente, Eijkenboom et al.¹⁹ encontraram associação entre a duração de sintomas da DFP e achados radiográficos de osteoartrite de joelho. Portanto, evidências apontam para essa possível evolução da DFP.

1.4 Biomecânica da dor femoropatelar

Apesar da DFP levar a sintomas principalmente localizados na articulação femoropatelar, ou mais amplamente na articulação do joelho, alterações biomecânicas não estão restritas a estas articulações. Desde os primeiros consensos em DFP^{20,21}, alterações biomecânicas locais (no joelho),

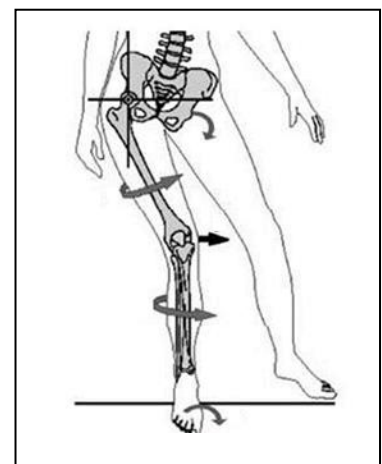


Figura 1. Representação de algumas alterações biomecânicas de indivíduos com DFP. De proximal a distal, as setas indicam queda pélvica contralateral, rotação interna do fêmur, valgo do joelho, rotação interna da tíbia e pronação do pé.

proximais (tronco e quadril) e distais (tornozelo e pé) vem sendo reportadas (Figura 1). Dando suporte a essas evidências, um estudo publicado pelo nosso grupo de pesquisa identificou que 52% das mulheres com DFP apresentavam 2 alterações biomecânicas e 48% apresentavam 3 alterações biomecânicas, distribuídas nas regiões local, proximal e distal (figura 2)⁸. Também foi

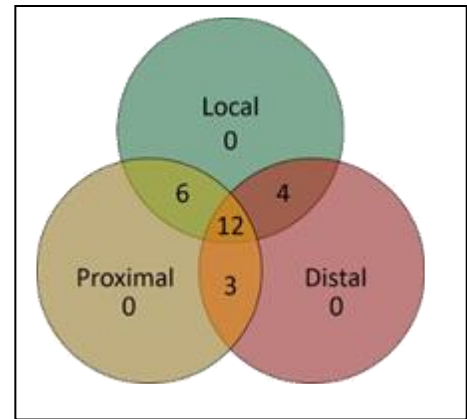


Figura 2. Distribuição das alterações biomecânicas.

encontrado associação entre o maior número de alterações biomecânicas com maior nível de dor ($r = 0,78$) e menor capacidade funcional ($r = -0,79$). Entretanto, todas essas alterações parecem contribuir para um fator em comum, o aumento do estresse na articulação femoropatelar, o qual é sugerido como uma das principais causas da DFP²². Esse modelo patomecânico é apresentado em detalhes na parte três do consenso publicado após o quarto retiro internacional de pesquisa em DFP²².

1.5 Lacunas no contexto da dor femoropatelar

Como apresentado no subtópico de caracterização, os sintomas de dor são de longa duração em boa parte dos indivíduos com DFP^{2,3}, o que pode estar associado com diversas consequências mecânicas. Estudos sugerem que a dor esteja associada com a evitação do recrutamento de determinados músculos ou grupos musculares, seu desuso crônico, redução de força e atrofia muscular^{23,24}. Em DFP, essa hipótese se mostra válida para o músculo quadríceps femoral, o qual padrões de evitação já foram reportados²⁵ (i.e., *quadriceps avoidance*), bem como diminuições na sua força máxima²⁶, área de secção transversa²⁷, e ativação muscular²⁸. Dá mesma forma, déficits na força máxima²⁹, potência muscular³⁰, e ativação muscular³¹ são reportadas nos músculos póstero-laterais do quadril de indivíduos com DFP.

Outros grupos musculares menos estudados também podem estar alterados em indivíduos com DFP, como os isquiotibiais e os músculos do tronco (flexores laterais, anteriores e extensores). Estudos *in vitro* e biomecânicos reportaram que o aumento da ativação dos isquiotibiais leva a uma inclinação lateral da patela e pode aumentar o estresse femoropatelar^{32,33}. Na tentativa de reduzir a sobrecarga na articulação femoropatelar, é possível que indivíduos com DFP adotem um padrão de evitação dos isquiotibiais durante tarefas funcionais, o que resultaria em uma redução de força muscular a longo prazo. Apesar desse modelo teórico, poucos estudos investigaram a força muscular dos isquiotibiais em indivíduos com DFP. Além disso, como os métodos de avaliação de força muscular são de elevado custo (e.g., dinamômetro isocinético, dinamômetro manual), identificar testes clínicos que possam ser utilizados na avaliação da força dos isquiotibiais em ambiente clínico pode contribuir na avaliação de indivíduos com DFP. Estas lacunas são os temas de interesse e são discutidas em maiores detalhes nos estudos 1 e 2, respectivamente.

Duas revisões sistemáticas recentes reportaram evidências preliminares sobre a associação entre alterações na musculatura do tronco com lesões nos membros inferiores^{34,35}. Especificamente a articulação do joelho, outra revisão sistemática reportou evidência limitada sobre essa associação³⁶. É importante destacar que três revisões sistemáticas citadas reportaram a necessidade de mais estudos para avançar no entendimento desse tema. No contexto da DFP, estudos já reportaram diminuição da força máxima da musculatura lateral do tronco^{37,38}, no entanto, nenhum estudo investigou se existe redução da área de secção transversa (i.e., atrofia) e na resistência (i.e., *endurance*) desses músculos, sendo o último um componente importante da estabilização central³⁹. Estas lacunas são os temas centrais dos estudos 3 e 4, respectivamente.

O comprometimento da função dos músculos do tronco e isquiotibiais pode estar associado com alterações na mecânica articular durante tarefas funcionais. Alterações em variáveis cinemáticas e cinéticas do tronco e joelho são reportadas em indivíduos com DFP²². No entanto, em sua maioria, esses achados são baseados em estudos de desenho transversal. Isto, somado ao fato do carácter intermitente da DFP⁴⁰, determinar como a DFP influencia a mecânica articular permanece incerto. Estudos experimentais mostraram que a indução ou exacerbação da dor no joelho por meio de injeção de solução salina leva a diminuição da força muscular^{41,42}, ativação muscular^{43,44}, e altera parâmetros cinemáticos e cinéticos durante atividades funcionais^{43,45}. Portanto, investigar a mecânica articular antes e após exacerbar a DFP pode ser uma estratégia para avançar no entendimento de como a DFP influencia a mecânica articular durante tarefas funcionais. Além de investigar parâmetros discretos de cinemática articular, padrões de coordenação e sua variabilidade parecem também estar associados com distúrbios musculoesqueléticos⁴⁶. Portanto, investigar como os padrões de coordenação e sua variabilidade são influenciados pela exacerbação da DFP também é importante. Estas lacunas são abordadas em detalhes nos estudos 5 e 6, respectivamente.

1.6 Objetivos

1.6.1 Geral

O objetivo geral dessa tese é investigar a relação da DFP com os músculos do tronco e flexores de joelho e a influência da sua exacerbação na mecânica articular dos membros inferiores e tronco durante atividades funcionais.

1.6.2 Específicos

- i) Comparar a força máxima e taxa de desenvolvimento do torque dos flexores e extensores de joelho de mulheres com e sem DFP; Investigar a relação entre a força

máxima e taxa de desenvolvimento do torque dos flexores e extensores de joelho com a função subjetiva e objetiva de mulheres com DFP (Capítulo 2, Estudo 1).

ii) Investigar a relação entre a força máxima, taxa de desenvolvimento do torque e flexibilidade dos flexores de joelho com o nível de dor de mulheres e homens com DFP; Investigar a relação entre a força máxima e taxa de desenvolvimento do torque com o desempenho no *single leg bridge test* de mulheres e homens com DFP (Capítulo 2, Estudo 2).

iii) Comparar a espessura dos músculos do tronco de mulheres com e sem DFP; Investigar a relação da espessura da musculatura do tronco com o nível de dor de mulheres com DFP (Capítulo 3, Estudo 1).

iv) Comparar o *endurance* de tronco de mulheres e homens com e sem DFP; Investigar a relação do *endurance* de tronco com o desempenho no *forward step down test* e *single leg hop test* de mulheres e homens com DFP (Capítulo 3, Estudo 2).

v) Investigar a influência da exacerbação da DFP na cinemática de tronco e mecânica do membro inferior durante a deambulação em escadas (Capítulo 4, Estudo 1).

vi) Investigar a influência da exacerbação da DFP na coordenação e variabilidade da cinemática do tronco e joelho durante atividades funcionais (Capítulo 4, Estudo 2).

1.7 Referências

1. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome. *Br J Sports Med.* 2016;50(14):839-843. doi:10.1136/bjsports-2016-096268
2. Lankhorst NE, van Middelkoop M, Crossley KM, et al. Factors that predict a poor outcome 5-8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med.* 2015. doi:10.1136/bjsports-2015-094664.
3. Blønd L, Hansen L. Patellofemoral pain syndrome in athletes: A 5.7-Year retrospective follow-up study of 250 athletes. *Acta Orthop Belg.* 1998;64:393-400.
4. de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, Priore LBD, et al. Knee crepitus is prevalent in women with patellofemoral pain, but is not related with function, physical activity and pain. *Phys Ther Sport.* 2018;33. doi:10.1016/j.ptsp.2018.06.002
5. Pazzinatto MF, de Oliveira Silva D, Barton C, Rathleff MS, Briani RV, de Azevedo FM. Female adults with patellofemoral pain are characterized by widespread hyperalgesia, which is not affected immediately by patellofemoral joint loading. *Pain Med.* 2016;17(10):1953-1961. doi:10.1093/pm/pnw068
6. Glaviano NR, Baellow A, Saliba S. Physical activity levels in individuals with and without patellofemoral pain. *Phys Ther Sport.* 2017;27:12-16. doi:10.1016/j.ptsp.2017.07.002
7. Coburn SL, Barton CJ, Filbay SR, Hart HF, Rathleff MS, Crossley KM. Quality

- of life in individuals with patellofemoral pain: A systematic review including meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2018;33:96-108. doi:10.1016/j.pts.2018.06.006
8. Ferrari D, Briani RV, de Oliveira Silva D, et al. Higher pain level and lower functional capacity are associated with the number of altered kinematics in women with patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2018;60:268-272.
doi:10.1016/j.gaitpost.2017.07.034
 9. Wride J, Bannigan K. Investigating the prevalence of anxiety and depression in people living with patellofemoral pain in the UK: The Dep-Pf Study. *Scand J Pain*. 2019;19(2):375-382. doi:10.1515/sjpain-2018-0347
 10. Maclachlan LR, Matthews M, Hodges PW, Collins NJ, Vicenzino B. The psychological features of patellofemoral pain: a cross-sectional study. *Scand J Pain*. 2018;18(2):261-271. doi:10.1515/sjpain-2018-0025
 11. Bunt CW, Jonas CE, Chang JG. Knee pain in adults and adolescents: The initial evaluation. *Am Fam Physician*. 2018;98(9):576-585.
 12. Smith B, Selfe J, Thacker D, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018;13(1):e0190892.
doi:10.1371/journal.pone.0190892
 13. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(5):725-730. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x.Gender
 14. Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, et al. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech*.

- 2010;25(7):700-707. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.04.001
15. Utting MR, Davies G, Newman JH. Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *Knee*. 2005;12(5):362-365.
doi:10.1016/j.knee.2004.12.006
 16. Crossley KM. Is patellofemoral osteoarthritis a common sequela of patellofemoral pain? *Br J Sports Med*. 2014;48(6):409-410. doi:10.1136/bjsports-2014-093445
 17. Wyndow N, Collins N, Vicenzino B, Tucker K, Crossley K. Is there a biomechanical link between patellofemoral pain and osteoarthritis? A narrative review. *Sports Med*. 2016;46(12):1797-1808. doi:10.1007/s40279-016-0545-6
 18. Collins NJ, Oei EHG, de Kanter JL, Vicenzino B, Crossley KM. Prevalence of Radiographic and Magnetic Resonance Imaging Features of Patellofemoral Osteoarthritis in Young and Middle-Aged Adults With Persistent Patellofemoral Pain. *Arthritis Care Res*. 2019;71(8):1068-1073. doi:10.1002/acr.23726
 19. Eijkenboom JFA, Timmer ER, Van Heijden RAD, et al. Association between self-reported measures, physical examination, and early magnetic resonance imaging signs of osteoarthritis in patients with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2019;49(9):634-639. doi:10.2519/jospt.2019.8889
 20. Powers CM, Bolgia L a, Callaghan MJ, et al. Patellofemoral Pain: Proximal, Distal, and Local Factors, An International Research Retreat. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(3):A1-A20. doi:10.2519/jospt.2012.0301
 21. Powers CM, Bolgia L a, Callaghan MJ, Collins N, Sheehan FT. *Patellofemoral Pain: Proximal, Distal, and Local Factors, 2nd International Research Retreat*.

22. Powers CM, Witvrouw E, Davis IS, Crossley KM. 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;51(54):1713-1723. doi:10.1136/bjsports-2017-098717
23. Hart JM, Pietrosimone B, Hertel J, Ingersoll CD. Quadriceps activation following knee injuries: A systematic review. *J Athl Train.* 2010;45(1):87-97. doi:10.4085/1062-6050-45.1.87
24. Bank PJM, Peper CE, Marinus J, Beek PJ, van Hilten JJ. Motor consequences of experimentally induced limb pain: a systematic review. *Eur J pain.* 2013;17(2):145-157. doi:10.1002/j.1532-2149.2012.00186.x
25. Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(10):906-912. doi:10.1016/S0268-0033(01)00085-7
26. Briani RV, De Oliveira Silva D, Flóride CS, et al. Quadriceps neuromuscular function in women with patellofemoral pain: Influences of the type of the task and the level of pain. *PLoS One.* 2018;13(10):e0205553. doi:10.1371/journal.pone.0205553
27. Giles LS, Webster KE, McClelland J a., Cook J. Atrophy of the quadriceps is not isolated to vastus medialis oblique in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2015;45(8):613-619. doi:10.2519/jospt.2015.5852
28. Briani RV, De Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, et al. Comparison of frequency

- and time domain electromyography parameters in women with patellofemoral pain. *Clin Biomech.* 2015;30(3). doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.12.014
29. Rathleff MS, Rathleff CR, Crossley KM, Barton CJ. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2014;48:1088. doi:10.1136/bjsports-2013-093305
 30. Nunes GS, de Oliveira Silva D, Pizzari T, Serrão FV, Crossley KM, Barton CJ. Clinically measured hip muscle capacity deficits in people with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport.* 2019;35:69-74. doi:10.1016/j.ptsp.2018.11.003
 31. Barton CJ, Lack S, Malliaras P, Morrissey D. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2013;47(4):207-214. doi:10.1136/bjsports-2012-090953
 32. Elias JJ, Kirkpatrick MS, Saranathan A, Mani S, Smith LG, Tanaka MJ. Hamstrings loading contributes to lateral patellofemoral malalignment and elevated cartilage pressures: An in vitro study. *Clin Biomech.* 2011;26(8):841-846. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.03.016
 33. Besier TF, Fredericson M, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. *J Biomech.* 2009;42(7):898-905. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.01.032
 34. Emami M, Mohseni Bandpei MA, Rahmani N, Biglarian A, Taghipour M. Association between trunk muscles characteristics with lower limb injuries: A systematic review. *Phys Ther Sport.* 2018;32:301-307. doi:10.1016/j.ptsp.2018.04.013
 35. De Blaiser C, Roosen P, Willems T, Danneels L, Bossche L Vanden, De Ridder

- R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Phys Ther Sport*. 2018;30:48-56.
doi:10.1016/j.ptsp.2017.08.076
36. Chia L, De Oliveira Silva D, McKay M, Sullivan J, De Azevedo FM, Pappas E. Limited support for trunk and hip deficits as risk factors for athletic knee injuries: A systematic review with meta-analysis and best-evidence synthesis. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2020;50(9):476-489. doi:10.2519/jospt.2020.9705
 37. Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV. Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Man Ther*. 2015;20(1):189-193. doi:10.1016/j.math.2014.08.013
 38. Van Cant J, Pitance L, Feipel V. Hip abductor, trunk extensor and ankle plantar flexor endurance in females with and without patellofemoral pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2017;30(2):299-307. doi:10.3233/BMR-150505
 39. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KAPM. The importance of sensory-motor control in providing core stability: Implications for measurement and training. *Sport Med*. 2008;38(11):893-916. doi:10.2165/00007256-200838110-00002
 40. Briani R V., Pazzinatto MF, Silva DO, Azevedo FM. Different pain responses to distinct levels of physical activity in women with patellofemoral pain. *Brazilian J Phys Ther*. 2017;21(2):138-143. doi:10.1016/j.bjpt.2017.03.009
 41. Henriksen M, Rosager S, Aaboe J, Graven-Nielsen T, Bliddal H. Experimental knee pain reduces muscle strength. *J Pain*. 2011;12(4):460-467.
doi:10.1016/j.jpain.2010.10.004
 42. Park J, Hopkins JT. Induced anterior knee pain immediately reduces involuntary

- and voluntary quadriceps activation. *Clin J Sport Med*. 2013;23(1):19-24.
doi:10.1097/JSM.0b013e3182717b7b
43. Henriksen M, Alkjær T, Simonsen EB, Bliddal H. Experimental muscle pain during a forward lunge - The effects on knee joint dynamics and electromyographic activity. *Br J Sports Med*. 2009;43(7):503-507.
doi:10.1136/bjsm.2008.050393
 44. Denning WM, Woodland S, Winward JG, et al. The influence of experimental anterior knee pain during running on electromyography and articular cartilage metabolism. *Osteoarthr Cartil*. 2014;22(8):1111-1119.
doi:10.1016/j.joca.2014.05.006
 45. Seeley MK, Park J, King D, Ty Hopkins J. A novel experimental knee-pain model affects perceived pain and movement biomechanics. *J Athl Train*. 2013;48(3):337-345. doi:10.4085/1062-6050-48.2.02
 46. Hamill J, Palmer C, Van Emmerik REA. Coordinative variability and overuse injury. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol*. 2012;4(1):45.
doi:10.1186/1758-2555-4-45

CAPÍTULO 2 – MÚSCULOS ISQUIOTIBIAIS E A DOR FEMOROPATELAR

2.1. Estudo 1: Os déficits de força e taxa de desenvolvimento de torque dos flexores de joelho em mulheres com dor femoropatelar estão relacionados à pior função objetiva.

Este estudo original foi publicado no periódico científico *Gait and Posture* (Fator de impacto 2019 = 2.34) e foi desenvolvido em colaboração com pesquisadores da *La Trobe University*.



Full length article

Knee flexor strength and rate of torque development deficits in women with patellofemoral pain are related to poor objective function

Ronaldo V. Briani^{a,b,*}, Danilo de Oliveira Silva^b, Matheus H.M. Ducatti^a, Helder S. Lopes^a, Amanda S. Ferreira^a, Benjamin F. Mentiplay^b, Fábio M. de Azevedo^a, Christian J. Barton^{b,c}

2.1.1 Introdução

A DFP possui prevalência de até 35,7% em atletas, com mulheres apresentando duas vezes mais chance de desenvolver a DFP do que os homens¹. A DFP é caracterizada por dor difusa na região anterior do joelho, exacerbada por atividades como o agachamento, corrida e saltos². Indivíduos com DFP reportam redução da capacidade funcional³ e qualidade de vida⁴, com estudos indicando que 91% dos indivíduos com DFP apresentam dor persistente até 18 anos após o diagnóstico inicial⁵.

O medo de realizar movimento^{6,7} e padrões de movimento alterados (e.g., flexão de joelho reduzida) durante a caminhada, corrida e subida e descida de escada são comumente reportados na DFP^{3,8,9}. Juntamente com a redução da atividade física⁷, esses comportamentos de evitação

podem levar ao desuso crônico dos extensores do joelho, potencialmente explicando a presença de redução da força e taxa de desenvolvimento do torque (TDT) dos extensores de joelho nessa população^{10,11}. A redução da força e TDT dos flexores de joelho também podem ocorrer em indivíduos com DFP. Estudos *in vitro* e biomecânicos reportam que o aumento da ativação dos isquiotibiais pode levar ao deslocamento lateral e inclinação da patela, e ocasionar maiores forças de contato femoropatelar^{9,12}. Portanto, para reduzir as cargas na articulação femoropatelar, indivíduos com DFP podem adotar uma estratégia de “evitação dos isquiotibiais” durante tarefas funcionais, o que pode levar à diminuição da força e da TDT dos flexores do joelho. Ao nosso conhecimento, apenas um estudo investigou a força máxima dos flexores do joelho em indivíduos com DFP, reportando menor força dos flexores do joelho no lado acometido em comparação com o não acometido¹³. No entanto, este estudo não incluiu um grupo controle e a TDT não foi investigada, variável esta que está associada ao comprometimento da função em uma variedade de condições musculoesqueléticas¹⁴⁻¹⁶. Assim, mais pesquisas são necessárias para compreender o papel da força e a TDT dos flexores de joelho na DFP.

Medidas de função subjetiva e objetiva fornecem informações importantes e complementares sobre indivíduos com DFP, uma vez que elas medem construtos diferentes¹⁷. Indivíduos com DFP apresentam comprometimento da função subjetiva³ e objetiva¹⁷. Estudos prévios reportaram relações entre a força máxima dos extensores de joelho com a função subjetiva¹⁸, e entre a força máxima e a potência dos abdutores de quadril com a função objetiva¹⁷. No entanto, nenhum estudo investigou a relação entre a força máxima e a TDT dos flexores e extensores de joelho com função subjetiva e objetiva em mulheres com DFP. A compreensão dessa relação pode orientar o desenvolvimento e a avaliação de intervenções focadas no fortalecimento de indivíduos com DFP.

Nosso objetivo foi (i) comparar a força máxima e a TDT de flexores e extensores de joelho durante contrações isométricas, concêntricas e excêntricas em mulheres com e sem DFP;

e (ii) determinar a relação entre a força máxima e a TDT dos flexores e extensores de joelho com a função subjetiva e objetiva em mulheres com DFP. Nossas hipóteses foram que (i) mulheres com DFP teriam menor força máxima e TDT em comparação com mulheres sem DFP; e (ii) haveria associações significativas entre a força máxima e a TDT com a função subjetiva e objetiva em mulheres com DFP.

2.1.2 Métodos

2.1.2.1 Amostra

O cálculo amostras foi feito a partir de resultados de estudos prévios¹³. Um tamanho de amostra de no mínimo 38 mulheres por grupo (com e sem DFP) foi indicado para investigar diferenças na força concêntrica máxima dos flexores de joelho, com um poder estatístico de 80%, observando uma diferença mínima de 6,2 Nm.kg⁻¹, um desvio padrão de 9,6 Nm.kg⁻¹ e nível de significância de 5%. Um número maior de participantes foi recrutado para evitar o erro do tipo II. Assim, 119 mulheres foram recrutadas por meio de anúncios em universidades e mídias sociais e 102 concordaram em participar (taxa de resposta = 85,7%; n = 56 mulheres com DFP; n = 46 mulheres sem DFP). Parte dessa amostra (n = 76) foi incluída em uma publicação anterior que investigou a força máxima e TDT dos extensores do joelho¹¹, mas não a força máxima e a TDT dos flexores de joelho e sua relação com a função subjetiva e objetiva. Nenhum outro estudo foi publicado usando dados desta coorte de participantes.

As participantes deste estudo foram avaliadas seguindo os seguintes critérios de elegibilidade²: (1) sintomas de DFP durante pelo menos duas das seguintes atividades: subir ou descer escadas, ao agachar, sentado por período prolongado, correr ou saltar; (2) pior nível de dor no joelho no mês anterior de pelo menos 30 mm em uma escala visual analógica de dor (EVA) de 0 a 100 mm; (3) início insidioso dos sintomas com duração ≥ 4 meses. Para serem

incluídos no grupo controle, as participantes não poderiam apresentar sinais ou sintomas de DFP ou outras condições neurológicas ou musculoesqueléticas. Os critérios de exclusão para ambos os grupos foram história de: subluxação patelar, cirurgia em qualquer articulação do membro inferior, lesão meniscal ou instabilidade ligamentar. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Estadual Paulista (número de aprovação: 1.484.129) e todas as participantes forneceram o consentimento por escrito da sua participação.

2.1.2.2 Procedimentos

Dados demográficos incluindo idade, massa corporal, altura, comprimento da perna e pior dor no mês anterior (0-100 mm EVA) foram obtidos. Estes foram seguidos por medidas de função subjetiva, função objetiva e capacidade muscular.

O *Anterior Knee Pain Scale* (AKPS) é um questionário de 13 itens válido e adequada confiabilidade que avalia a função subjetiva relacionada à DFP¹⁹. As participantes completaram o AKPS com base em sua condição do joelho percebida na semana anterior. A pontuação total do AKPS varia de 0 (déficit máximo) a 100 (sem déficit), com a pontuação total sendo usada para a análise estatística

O *Foward step down test* (FSDT) e o *Single leg hop test* (SLHT) foram obtidos apenas no membro sintomático (DFP unilateral; 31 participantes) ou no membro mais sintomático (DFP bilateral; 25 participantes) nas mulheres com DFP (39, direito; 17, esquerdo). No grupo controle, o membro testado foi pareado com o grupo DFP (porcentagem de membros direito e esquerdo avaliados). Um investigador único avaliador realizou todas as



Figura 3. Execução do *forward step down test*.

avaliações da função objetiva. Antes do teste, três tentativas de familiarização foram realizadas para minimizar os efeitos de aprendizado¹¹.

Para realizar o FSDT, as participantes permaneceram em um degrau de 20 cm de altura, em apoio bipodal e com as mãos posicionadas nos quadris (Figura 3). Elas foram orientadas a abaixar a perna não testada até tocar o chão com o calcanhar, mantendo a perna testada fixa no degrau, e então retornar à posição inicial com ambos os pés no degrau¹⁷. As participantes foram solicitadas a realizar o número máximo de repetições possíveis em 30 segundos e o número total de repetições foi registrado. Para ser considerada uma repetição válida, as participantes deveriam tocar no chão apenas com o calcanhar e retornar à extensão completa do joelho testado. A repetição foi considerada inválida quando o participante não tocou no chão, perdeu o equilíbrio ou mudou a posição das mãos. O FSDT foi realizado uma vez sem interrupções e as repetições inválidas não foram incluídas na contagem final do teste.

Para o SLHT, as participantes ficaram em pé sobre uma única perna com os braços cruzados atrás das costas enquanto que a posição do calcanhar foi marcada no chão (Figura 4).

As participantes foram instruídas a saltar para frente o mais longe possível, aterrissando com o mesmo pé da posição inicial e a distância em centímetros foi registrada¹⁷. Este protocolo tem excelente confiabilidade teste-reteste²⁰. O salto foi considerado



Figura 4. Execução do *single leg hop test*.

válido apenas se o equilíbrio fosse mantido na aterrissagem, sem mover o pé novamente do solo e sem retirar os braços para da posição inicial, até que o investigador marcasse a posição do calcanhar onde o participante aterrizou. Se a tentativa fosse considerada inválida (ou seja, perda de equilíbrio, aterrissagem dupla, modificação da posição dos braços), os participantes eram solicitados a executá-la novamente. Três repetições bem-sucedidas foram obtidas, e o valor médio foi usado para análises posteriores.

Os torques isométricos, concêntricos e excêntricos dos flexores e extensores do joelho foram avaliados por meio de um dinamômetro isocinético (Biodex System 4 Pro, New York, NY, USA) com frequência de 100 Hz. Os testes foram realizados no membro do mesmo lado que os testes de função objetiva para cada participante. Antes do teste, as participantes realizaram um aquecimento submáximo de 5 minutos em uma bicicleta ergométrica. As participantes foram inicialmente colocadas em posição sentada com o quadril e o joelho flexionados a 90°, com a parte superior da coxa da perna testada, tronco e pelve estabilizados por cintos. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado ao epicôndilo lateral do fêmur e o braço de alavanca que aplicava resistência à porção distal da tíbia foi posicionado 5 cm acima do maléolo lateral. O torque isométrico foi testado a 60° de flexão do joelho¹⁰, e os torques concêntricos/excêntricos foram testados de 20 a 90° de flexão do joelho com velocidade angular de 30°/s¹¹.

A ordem do tipo de contração (isométrica/concêntrica/excêntrica) e grupo muscular inicial (flexores/extensores do joelho) foram randomizados usando um gerador de números aleatórios e envelopes opacos selados para evitar viés sistemático. As participantes foram solicitadas a realizar uma contração o mais forte e rápido possível. Encorajamento verbal padronizado e feedback visual (curva torque-tempo) foram fornecidos para todos os testes. Antes do teste isométrico, as participantes realizaram duas contrações de familiarização submáxima por seis segundos com um intervalo de um minuto entre elas. Em seguida, duas contrações máximas foram coletadas durante seis segundos com um período de descanso de três minutos entre elas. A familiarização com as contrações concêntricas e excêntricas foi realizada com uma série de cinco contrações submáximas e uma série de duas contrações máximas, com intervalo de um minuto entre cada série. Em seguida, três contrações máximas foram coletadas com um período de descanso de três minutos entre cada esforço¹¹.

2.1.2.3 Processamento os sinais

A análise dos dados foi realizada com uma rotina em ambiente MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA). Todos os dados de torque foram inicialmente normalizados pela massa corporal ($[\text{Nm.kg}^{-1}] \times 100$). A força isométrica, concêntrica e excêntrica máxima dos flexores e extensores do joelho foi considerada como o maior valor de torque normalizado de duas (isométrica) ou três repetições (concêntrica e excêntrica). A TDT foi calculada dividindo a diferença de torque normalizado pela diferença de tempo desde o início da contração até 30% ($\text{TDT}_{30\%}$) e 60% ($\text{TDT}_{60\%}$) do torque máximo durante as contrações isométricas, concêntricas e excêntricas ($[\text{Nm.kg}^{-1}] \times 100 / \text{ms}$)²¹. Essas porcentagens foram escolhidas porque o TDT parece ser determinado principalmente pela capacidade de produzir ativação voluntária máxima na fase inicial de uma contração explosiva²¹. O início da contração foi considerado o momento em que a curva de torque excedeu o valor basal em 2% do torque máximo¹¹.

2.1.2.4 Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas com o software *Statistical Software for Social Sciences* (SPSS) versão 20.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, EUA). Todas as variáveis foram avaliadas quanto à normalidade com o teste de Shapiro-Wilk. Valores de média da idade, altura, comprimento da perna, massa corporal, AKPS, SLHT, FSDT, força isométrica/concêntrica/excêntrica máxima e TDT de flexores e extensores de joelho foram comparados entre os grupos usando testes t independentes. Os tamanhos de efeito de acordo com o *d* de Cohen e seus intervalos de confiança de 95% foram calculados para cada comparação entre os grupos e foram categorizados como pequeno ($> 0,2$), moderado ($> 0,5$), grande ($> 0,8$) e muito grande ($> 1,3$)²². Os coeficientes de correlação de Pearson foram calculados para determinar a relação das medidas de capacidade dos músculos flexores e extensores de joelho com as medidas de função subjetiva e objetiva. A classificação da correlação foi interpretada

como correlação pequena ($<0,2$), moderada ($<0,5$), grande ($<0,8$) e muito grande ($<1,0$)²². O nível de significância estatística foi estabelecido em 0,05.

2.1.3 Resultados

Não houve a perda de dados em nosso estudo e, portanto, todos os participantes tinham dados para todas as medidas avaliadas. Não foram observadas diferenças na idade, massa corporal, comprimento das pernas, altura e IMC entre mulheres com e sem DFP. Mulheres com DFP apresentaram menor função subjetiva medida pelo AKPS, distância no SLHT e repetições FSDT do que mulheres sem DFP, sendo estatisticamente significativa ($d = -0,52$ a $-3,95$; $p \leq 0,027$) (Tabela 1).

Tabela 1. Características dos participantes

Váriaveis	DFP Média (DP) (N = 56)	Controle Média (DP) (N = 46)	P-valor
Dados demográficos			
Idade (anos)	23,7 (3,1)	24,2 (3,5)	0,78
Altura (m)	1,67 (0,1)	1,71 (0,1)	0,92
Comprimento do membro (cm)	86,8 (4,1)	86,5 (4,6)	0,79
Peso (kg)	63,8 (10,9)	59,2 (9,3)	0,23
Índice de massa corporal (kg/m ²)	23,1 (4,1)	22,8 (3,0)	0,54
Medidas auto-reportadas			
Pior nível de dor no último mês (mm)	49,2 (15,0)	NA	NA
Função subjetiva (pontos)	72,3 (9,4)	100,0 (0,0)	$<0,001$
Medidas objetivas			
Single leg hop test (cm)	87,2 (15,2)	96,2 (19,3)	0,027
Forward step-down test (repetições)	16,8 (3,6)	20,7 (4,8)	0,001

Abreviações: DFP, dor femoropatelar; DP, desvio padrão; NA, não se aplica. Função subjetiva foi mensurada pela *Anterior knee pain scale*.

Para a força e a TDT dos flexores de joelho, mulheres com DFP apresentaram moderados a grandes déficits estatisticamente significativos na força isométrica, concêntrica e excêntrica máxima ($d = -0,74$ a $-0,80$; $p \leq 0,001$); e TDT isométrico_{30%}, TDT isométrico_{60%}, TDT concêntrico_{30%}, TDT concêntrico_{60%}, TDT excêntrico_{30%} e TDT excêntrico_{60%} ($d = -0,54$ a $-1,10$; $p \leq 0,011$) em comparação com mulheres sem DFP (Tabela 2). Para os extensores do joelho, mulheres com DFP apresentaram pequenos a moderados déficits estatisticamente significativos na força isométrica, concêntrica e excêntrica máxima ($d = -0,60$ a $-0,79$; $p \leq 0,002$); e TDT isométrico_{30%}, TDT isométrico_{60%}, TDT concêntrico_{30%}, TDT concêntrico_{60%}, TDT excêntrico_{30%} e TDT excêntrico_{60%} ($d = -0,43$ a $-0,61$; $p \leq 0,016$) em comparação com mulheres sem DFP (Tabela 3).

Tabela 2. Comparação entre grupos para força máxima e taxa de desenvolvimento do torque flexor de joelho.

Flexores de joelho		DFP Média (DP) (N = 56)	Controle Média (DP) (N = 46)	Diferença média (95% IC)	P-valor	Tamanho de efeito (95% IC)		
						-1,6	-0,6	0,4
Força máxima ($[N \cdot m \cdot kg^{-1}] \cdot 100$)								
Isométrico		105,4 (27,4)	125,8 (24,4)	20,4 (10,1 to 30,7)	<0,001*			
Concêntrico		92,3 (24,1)	109,9 (19,4)	17,6 (8,8 to 26,3)	<0,001*			
Excêntrico		143,6 (30,8)	166,5 (31,0)	22,9 (10,7 to 35,1)	<0,001*			
Taxa de desenvolvimento do torque ($[N \cdot m \cdot kg^{-1}] \cdot 100/ms$)								
Isométrico	TDT_{30%}	1,26 (0,47)	1,64 (0,41)	0,37 (0,19 to 0,55)*	<0,001*			
	TDT_{60%}	0,83 (0,23)	0,95 (0,21)	0,11 (0,02 to 0,21)*	0,011*			
Concêntrico	TDT_{30%}	0,86 (0,34)	1,19 (0,35)	0,32 (0,19 to 0,46)*	<0,001*			
	TDT_{60%}	0,60 (0,28)	0,73 (0,18)	0,12 (0,05 to 0,20)*	0,008*			
Excêntrico	TDT_{30%}	0,96 (0,25)	1,30 (0,37)	0,33 (0,20 to 0,46)*	<0,001*			
	TDT_{60%}	0,81 (0,24)	0,95 (0,27)	0,13 (0,03 to 0,23)*	0,009*			
						Menor na DFP Maior na DFP		

Abreviações: DFP, dor femoropatelar; DP, desvio padrão; IC, intervalo de confiança; TDT_{30%}, taxa de desenvolvimento do torque do início da contração até 30% do torque máximo; TDT_{60%}, taxa de desenvolvimento do torque do início da contração até 60% do torque máximo. *Diferença significativa para ANOVA (p < 0,017).

Tabela 3. Comparação entre grupos para força máxima e taxa de desenvolvimento do torque extensor de joelho.

Extensores do joelho		DFP Média (DP) (N = 56)	Controle Média (DP) (N = 46)	Diferença media (95% CI)	P-valor	Tamanho de efeito (95% IC)		
						-1,6	-0,6	0,4
<i>Força máxima ([N·m·kg⁻¹]-100)</i>								
Isométrico		219,7 (65,5)	269,5 (60,9)	49,7 (25,5 to 73,9)*	<0,001*			
Concêntrico		183,6 (50,0)	220,2 (41,8)	36,6 (18,7 to 54,4)*	<0,001*			
Excêntrico		237,3 (72,6)	280,4 (70,2)	43,0 (15,2 to 70,8)*	0,002*			
<i>Taxa de desenvolvimento do torque ([N·m·kg⁻¹]-100/ms)</i>								
Isométrico	TDT _{30%}	1,87 (0,44)	2,09 (0,59)	0,23 (0,05 to 0,45)*	0,016*			
	TDT _{60%}	1,37 (0,49)	1,62 (0,46)	0,24 (0,12 to 0,41)*	0,015*			
Concêntrico	TDT _{30%}	1,17 (0,55)	1,50 (0,52)	0,33 (0,12 to 0,53)*	0,002*			
	TDT _{60%}	0,95 (0,46)	1,19 (0,36)	0,23 (0,07 to 0,40)*	0,003*			
Excêntrico	TDT _{30%}	1,60 (0,74)	1,90 (0,65)	0,30 (0,18 to 0,64)*	0,008*			
	TDT _{60%}	1,19 (0,66)	1,47 (0,52)	0,27 (0,03 to 0,49)*	0,012*			
						Menor na DFP Maior na DFP		

Abreviações: DFP, dor femoropatelar; DP, desvio padrão; IC, intervalo de confiança; TDT_{30%}, taxa de desenvolvimento do torque do início da contração até 30% do torque máximo; TDT_{60%}, taxa de desenvolvimento do torque do início da contração até 60% do torque máximo.

*Diferença significativa para ANOVA ($p < 0,017$).

Pequenas a moderadas correlações positivas significativas foram encontradas para força concêntrica e excêntrica máxima dos flexores do joelho, TDT_{30%} e TDT_{60%} com o desempenho do SLHT e FSDT ($r = 0,28$ a $r = 0,41$; $p \leq 0,037$; Tabela 4). Nenhuma correlação significativa foi identificada entre a força isométrica máxima dos flexores do joelho, TDT_{30%} e TDT_{60%} com o desempenho do SLHT e FSDT. Nenhuma correlação significativa foi identificada para a relação da força isométrica, concêntrica e excêntrica máxima dos flexores do joelho, TDT_{30%} e TDT_{60%} com a função subjetiva. Não foram identificadas correlações significativas para a relação de qualquer medida relacionada aos extensores do joelho com a função objetiva e subjetiva ($p > 0,05$).

Tabela 4. Correlação entre a força máxima e a taxa de desenvolvimento do torque de flexor e extensor de joelho com o *Single leg hop test*, *Forward step-down test* e função subjetiva.

Variable	<i>Single leg hop test</i>		<i>Forward step-down test</i>		Função subjetiva	
	Flexores de joelho	Extensores de joelho	Flexores de joelho	Extensores de joelho	Flexores de joelho	Extensores de joelho
Força isométrico máximo	r = 0,17; p = 0,188	r = 0,21; p = 0,109	r = -0,01; p = 0,901	r = 0,17; p = 0,171	r = -0,09; p = 0,430	r = 0,01; p = 0,970
TDT_{30%} Isométrico	r = 0,19; p = 0,152	r = 0,15; p = 0,252	r = 0,09; p = 0,486	r = 0,26; p = 0,069	r = 0,05; p = 0,667	r = -0,10; p = 0,465
TDT_{60%} Isométrico	r = 0,21; p = 0,112	r = 0,19; p = 0,152	r = 0,16; p = 0,225	r = 0,19; p = 0,125	r = -0,01; p = 0,910	r = -0,19; p = 0,146
Força concêntrico máximo	r = 0,41; p = 0,001	r = 0,19; p = 0,159	r = 0,29; p = 0,031	r = 0,23; p = 0,081	r = -0,01; p = 0,910	r = 0,13; p = 0,323
TDT_{30%} Concêntrico	r = 0,35; p = 0,007	r = 0,23; p = 0,087	r = 0,28; p = 0,032	r = 0,08; p = 0,432	r = -0,10; p = 0,427	r = 0,08; p = 0,552
TDT_{60%} Concêntrico	r = 0,41; p = 0,001	r = 0,15; p = 0,431	r = 0,30; p = 0,022	r = 0,01; p = 0,920	r = -0,07; p = 0,527	r = 0,07; p = 0,602
Força excêntrico máximo	r = 0,33; p = 0,012	r = 0,17; p = 0,201	r = 0,28; p = 0,037	r = 0,18; p = 0,137	r = -0,15; p = 0,243	r = 0,01; p = 0,910
TDT_{30%} Excêntrico	r = 0,41; p = 0,001	r = 0,21; p = 0,100	r = 0,40; p = 0,002	r = 0,09; p = 0,682	r = -0,10; p = 0,403	r = -0,18; p = 0,179
TDT_{60%} Excêntrico	r = 0,42; p = 0,001	r = 0,22; p = 0,085	r = 0,41; p = 0,002	r = 0,17; p = 0,193	r = -0,08; p = 0,531	r = -0,12; p = 0,374

Abreviações: TDT_{30%}, taxa de desenvolvimento do torque do início da contração até 30% do torque máximo; TDT_{60%}, taxa de desenvolvimento do torque do início da contração até 60% do torque máximo. Função subjetiva foi mensurada pela *Anterior knee pain scale*. Resultados em negrito foram estatisticamente significativos (p < 0,05)

2.1.4 Discussão

Nossos resultados indicam que mulheres com DFP apresentam menor força máxima e TDT dos flexores e extensores do joelho durante contrações isométricas, concêntricas e excêntricas. A redução da força máxima e da TDT dos flexores do joelho durante as contrações concêntricas e excêntricas, mas não isométricas, foram correlacionadas com um pior desempenho funcional objetivo. Nenhuma medida de capacidade muscular do extensor do joelho foi relacionada ao desempenho funcional objetivo, e nenhuma medida de capacidade muscular dos extensores ou flexores de joelho foram relacionadas com a função subjetiva.

As alterações da força e da TDT dos flexores e extensores de joelho encontradas em nosso estudo são consistente com relatos recentes de comprometimento do abdutor do quadril e extensor de joelho na DFP^{11,16,17}. Esses achados indicam uma necessidade potencial de avaliar e fornecer intervenções de fortalecimento para abordar não apenas a força, mas também a TDT, o que não tem sido um foco típico de programas de exercícios demonstrados na literatura²³. Um estudo recente relatou que um programa de treinamento de resistência progressivo de 12 semanas visando a força muscular proximal e a TDT foi associado a melhoras na dor e função junto à ganhos de moderados a grandes na força e potência de quadril em indivíduos com DFP²⁴. Ensaios clínicos futuros são necessários para determinar se a adição de intervenções visando a TDT da musculatura do joelho pode melhorar a condição clínica de indivíduos com DFP. Outra consideração relacionada aos nossos achados é que intervenções de fortalecimento também visem os músculos flexores do joelho, uma vez que exercícios para os músculos extensores do joelho são comumente recomendados de forma isolada para o tratamento da DFP^{23,25}.

A menor força máxima e TDT dos flexores do joelho durante as contrações concêntricas e excêntricas foram correlacionadas com o reduzido desempenho no SLHT e FSDT. Os isquiotibiais, que são os principais flexores do joelho, desempenham um papel importante na geração de momentos extensores do quadril durante o salto horizontal e descida de degrau²⁶. Como tal, nossos resultados destacam uma necessidade potencial de abordar a força máxima e a TDT dos flexores do joelho para melhorar o desempenho no salto horizontal e descida de degrau de mulheres com DFP. Futuros ensaios clínicos de alta qualidade são necessários para explorar esta hipótese. Uma consideração adicional é que o SLHT e o FSDT, testes de desempenho funcional geralmente usados em indivíduos com DFP¹⁷, também podem ser usados em ambiente clínico para obter informações sobre déficits na força máxima e TDT dos flexores do joelho, sem a necessidade de testes isocinéticos de alto custo.

Ao contrário da força excêntrica e concêntrica dos flexores do joelho, nossos achados indicam que a força máxima e a TDT dos flexores do joelho durante a contração isométrica não foram correlacionados com a função objetiva. Esse achado é consistente com Nunes et al.¹⁷ que reportaram correlações mais fracas da força máxima e da potência do quadril durante contrações isométricas com a função objetiva, em comparação com a força concêntrica e excêntrica. Em conjunto, esses achados indicam a necessidade de considerar a capacidade muscular concêntrica e excêntrica na avaliação de indivíduos com DFP, mais do que a avaliação isométrica, comumente mais utilizada na prática clínica

Os déficits na força máxima e TDT dos extensores do joelho durante as contrações isométricas, concêntricas e excêntricas em mulheres com DFP encontrados em nosso estudo são consistentes com a literatura prévia^{10,11,27}. No entanto, esses déficits não foram relacionados à função objetiva. Especulamos que, uma vez que a extensão resistida do

joelho exacerba os sintomas da DFP¹⁰, isso pode ter uma influência variável na quantidade de torque extensor do joelho produzida pelos participantes durante o teste, o que impactaria em qualquer avaliação de correlação. Para entender melhor isso, estudos futuros podem investigar a relação entre o teste de capacidade muscular de extensão do joelho e a função objetiva, controlando pelo nível de dor durante o teste.

Nenhuma medida de capacidade muscular dos flexores ou extensores do joelho foi relacionada à função subjetiva, apesar da relação aparente entre a capacidade dos músculos flexores do joelho e a função objetiva. Este achado é consistente com os achados de relação previamente relatadas de força e potência do quadril com função objetiva, mas não subjetiva¹⁷. Essas diferenças podem ser explicadas pelo fato de que as avaliações subjetivas e objetivas da função medem diferentes construtos. A função subjetiva reflete como os indivíduos percebem as limitações funcionais, em oposição à sua capacidade real de desempenho (função objetiva)²⁸. Assim, melhorar a capacidade dos músculos flexores do joelho por meio intervenções de fortalecimento pode ajudar a melhorar o desempenho funcional, mas com impacto limitado na capacidade funcional auto percebida. O treinamento de tarefas funcionais específicas (i.e., subida de escada) pode ser necessário para melhorar a capacidade funcional auto percebida, embora mais pesquisas sejam necessárias.

Limitações do nosso estudo devem ser reconhecidas. Nossa amostra incluiu apenas mulheres adultas jovens com DFP. Portanto, nossos achados não podem ser generalizados para homens, adolescentes e indivíduos mais velhos (> 40 anos) com DFP. Nossos resultados destacam a potencial necessidade de considerar a avaliação da TDT dos músculos do joelho em indivíduos com DFP. No entanto, a avaliação tradicional de TDT requer equipamentos caros, como o dinamômetro isocinético, geralmente restrito a ambientes de laboratório de pesquisa. Opções alternativas foram recentemente propostas,

incluindo o dinamômetro manual (*hand-held dynamometer*) para avaliar a TDT²⁹, que pode ser um método com relativo custo-benefício e mais clinicamente aplicável. No entanto, mais pesquisas são necessárias para determinar o valor dessas abordagens. Por último, embora todos os resultados tenham valores baixos de p significativos ($p \leq 0,027$), eles devem ser interpretados com cautela devido a múltiplos testes.

2.1.5 Conclusão

Mulheres com DFP apresentam menor força máxima e TDT dos flexores e extensores do joelho durante as contrações isométricas, concêntricas e excêntricas. A relação da força e da TDT dos flexores de joelho durante contrações concêntrica e excêntrica com a menor função objetiva destaca o potencial valor de abordar essas características de capacidade muscular para melhorar o desempenho funcional em mulheres com DFP. Nenhuma medida da capacidade muscular do extensor do joelho foi relacionada ao desempenho funcional objetivo nos testes, e nenhuma medida da capacidade muscular dos extensores ou flexores do joelho se mostrou associada à função subjetiva.

2.1.6 Referências

1. Smith B, Selfe J, Thacker D, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018;13(1):e0190892. doi:10.1371/journal.pone.0190892
2. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):839-843. doi:10.1136/bjsports-2016-096268

3. Ferrari D, Briani RV, de Oliveira Silva D, et al. Higher pain level and lower functional capacity are associated with the number of altered kinematics in women with patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2018;60:268-272. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.07.034
4. Coburn SL, Barton CJ, Filbay SR, Hart HF, Rathleff MS, Crossley KM. Quality of life in individuals with patellofemoral pain: A systematic review including meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2018;33:96-108. doi:10.1016/j.ptsp.2018.06.006
5. Stathopulu E, Baildam E. Anterior knee pain: a long-term follow-up. *Rheumatology*. 2003;42(2):380-382. doi:10.1093/rheumatology/keg093
6. Smith BE, Moffatt F, Hendrick P, et al. The experience of living with patellofemoral pain - Loss, confusion and fear-avoidance: A UK qualitative study. *BMJ Open*. 2018;8(1):1-9. doi:10.1136/bmjopen-2017-018624
7. Glaviano NR, Baellow A, Saliba S. Physical activity levels in individuals with and without patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2017;27:12-16. doi:10.1016/j.ptsp.2017.07.002
8. De Oliveira Silva D, Barton CJ, Briani RV, et al. Kinesiophobia, but not strength is associated with altered movement in women with patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2019;68:1-5. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.10.033
9. Besier TF, Fredericson M, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. *J Biomech*. 2009;42(7):898-905. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.01.032
10. Briani RV, De Oliveira Silva D, Flóride CS, et al. Quadriceps neuromuscular function in women with patellofemoral pain: Influences of the type of the task

- and the level of pain. *PLoS One*. 2018;13(10):e0205553.
doi:10.1371/journal.pone.0205553
11. Ferreira AS, Silva DDO, Barton CJ, Briani R V, Taborda B, Pazzinatto MF. Impaired Isometric, Concentric, and Eccentric Rate of Torque Development at the Hip and Knee in Patellofemoral Pain. *J Strength Cond Res*. 2019.
doi:10.1519/JSC.00000000000003179
 12. Elias JJ, Kirkpatrick MS, Saranathan A, Mani S, Smith LG, Tanaka MJ. Hamstrings loading contributes to lateral patellofemoral malalignment and elevated cartilage pressures: An in vitro study. *Clin Biomech*. 2011;26(8):841-846. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.03.016
 13. Guney H, Yuksel I, Kaya D, Nedim M. Correlation between quadriceps to hamstring ratio and functional outcomes in patellofemoral pain. *Knee*. 2016;23(4):610-615. doi:10.1016/j.knee.2016.04.004
 14. Pua YH, Mentiplay BF, Clark RA, Ho JY. Associations among quadriceps strength and rate of torque development 6 weeks post anterior cruciate ligament reconstruction and future hop and vertical jump performance: A prospective cohort study. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2017;47(11):845-852.
doi:10.2519/jospt.2017.7133
 15. Winters JD, Rudolph KS. Quadriceps rate of force development affects gait and function in people with knee osteoarthritis. *Eur J Appl Physiol*. 2014;114(2):273-284. doi:10.1007/s00421-013-2759-8.Quadriceps
 16. Nunes GS, de Oliveira Silva D, Pizzari T, Serrão FV, Crossley KM, Barton CJ. Clinically measured hip muscle capacity deficits in people with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2019;35:69-74. doi:10.1016/j.ptsp.2018.11.003

17. Nunes GS, de Oliveira Silva D, Crossley KM, Serrão FV, Pizzari T, Barton CJ. People with patellofemoral pain have impaired functional performance, that is correlated to hip muscle capacity. *Phys Ther Sport*. 2019;40:85-90. doi:10.1016/j.ptsp.2019.08.010
18. Glaviano NR, Saliba S. Relationship between lower-extremity strength and subjective function in individuals with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil*. 2018;27(4):327-333.
19. Crossley KM, Bennell KL, Cowan SM, Green S. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(5):815-822. doi:10.1016/S0003-9993(03)00613-0
20. Dingenen B, Truijen J, Bellemans J, Gokeler A. Test–retest reliability and discriminative ability of forward, medial and rotational single-leg hop tests. *Knee*. 2019;26(5):978-987. doi:10.1016/j.knee.2019.06.010
21. Maffiuletti NA, Aagaard P, Blazevich AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. *Eur J Appl Physiol*. 2016;116(6):1091-1116. doi:10.1007/s00421-016-3346-6
22. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. *New York Routledge*. 1988;2.
23. Van der Heijden R, Lankhorst NE, van Linschoten RL, Bierma-Zeinstra SM a, van Middelkoop M. Exercise for treating patellofemoral pain syndrome. *Cochrane database Syst Rev*. 2015;1(20):CD010387.
24. Barton CJ, de Oliveira Silva D, Patterson BE, Crossley KM, Pizzari T, Nunes GS. A proximal progressive resistance training program targeting strength and

- power is feasible in people with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2019;38:59-65. doi:10.1016/j.ptsp.2019.04.010
25. Willy RW, Hoglund LT, Barton CJ, et al. Patellofemoral pain clinical practice guidelines linked to the international classification of functioning, disability and health from the academy of orthopaedic physical therapy of the American physical therapy association. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2019;49(9):CPG1-CPG95. doi:10.2519/jospt.2019.0302
 26. Morin JB, Gimenez P, Edouard P, et al. Sprint acceleration mechanics: The major role of hamstrings in horizontal force production. *Front Physiol*. 2015;6:404. doi:10.3389/fphys.2015.00404
 27. Powers CM, Witvrouw E, Davis IS, Crossley KM. 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;51(54):1713-1723. doi:10.1136/bjsports-2017-098717
 28. Hamilton DF, Giesinger JM, Giesinger K. It is merely subjective opinion that patient-reported outcome measures are not objective tools. *Bone Jt Res*. 2017;6(12):665-666. doi:10.1302/2046-3758.612.BJR-2017-0347
 29. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, et al. Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: A reliability and validity study. *PLoS One*. 2015;10(10):e0140822. doi:10.1371/journal.pone.0140822

2.2. Estudo 2: Força, taxa de desenvolvimento do torque e flexibilidade dos flexores de joelho em mulheres e homens com dor femoropatelar: Relação com a dor e o desempenho no *single leg bridge test*

Este estudo original foi publicado no periódico científico *Physical Therapy in Sport* (Fator de impacto 2019 = 1.92) e foi desenvolvido em colaboração o Dr. Neal Glaviano da *University of Connecticut*.



Knee flexor strength, rate of torque development and flexibility in women and men with patellofemoral pain: Relationship with pain and the performance in the single leg bridge test



Matheus Henrique Maiolini Ducatti ^a, Marina Cabral Waiteman ^a,
Ana Flávia Balotari Botta ^a, Helder dos Santos Lopes ^a, Neal Robert Glaviano ^b,
Fábio Mícolis de Azevedo ^a, Ronaldo Valdir Briani ^{a,*}

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

^b Department of Kinesiology, College of Agriculture, Health and Natural Resources, University of Connecticut (UConn), Storrs, Connecticut, United States

2.2.1 Introdução

A dor femoropatelar (DFP) é uma das desordens mais comuns do joelho, afetando um em cada quatro indivíduos na população em geral¹. A DFP é uma condição multifatorial clinicamente diagnosticada pela presença de dor difusa ao redor ou atrás da patela, a qual é exacerbada por atividades diárias e funcionais como subir e descer escadas, agachamento, corrida e saltos². A DFP pode reduzir a função auto reportada³, nível de atividade física⁴, e a qualidade de vida⁵. Além dos sintomas de longa duração⁶, a DFP pode evoluir para osteoartrite femoropatelar^{7,8}.

Alterações nos extensores do joelho são comumente reportadas em indivíduos com DFP (i. e., força máxima reduzida⁹, taxa de desenvolvimento do torque (TDT)¹⁰, e área transversal¹¹). Recentemente, foram reportadas reduções na força máxima e na TDT dos flexores de joelho de indivíduos com DFP^{12,13}. Indivíduos com DFP também apresentam redução da flexibilidade dos flexores de joelho¹⁴⁻¹⁶. A redução da flexibilidade dos flexores de joelho parecer estar relacionada com um elevado estresse na articulação femoropatelar durante o agachamento¹⁷. Semelhantemente, a ativação dos flexores de joelho podem levar ao deslocamento lateral e inclinação da patela e maiores forças do contato femoropatelar^{18,19}. Como o aumento do estresse da articulação femoropatelar parece ser um dos principais relacionados a DFP²⁰, a relação entre a força, TDT e flexibilidade dos flexores de joelho com os níveis de dor de indivíduos com DFP é plausível. No entanto, ao nosso conhecimento, nenhum estudo investigou a relação da força, TDT e flexibilidade dos flexores de joelho com os níveis de dor de mulheres com DFP. Além disso, é necessário investigar essa relação potencial em homens com DFP, pois estudos nessa população são escassos. Tal investigação pode fornecer evidências sobre os benefícios potenciais de avaliar e intervir na força, TDT, e flexibilidade dos flexores de joelho em mulheres e homens com DFP.

Os déficits na força e flexibilidade dos flexores de joelho reportados em estudos prévios indicam a necessidade de avaliar este grupo muscular em ambiente clínico¹²⁻¹⁶. Em contraste com a flexibilidade dos flexores de joelho que pode ser facilmente avaliada em ambientes clínicos, os métodos tradicionais de avaliação da força e da TDT dos flexores de joelho requerem equipamentos caros, como dinamômetros isocinéticos, geralmente restritos a ambientes laboratoriais. Os dinamômetros manuais têm sido propostos como alternativas²¹, embora ainda sejam relativamente caros e possam não ser acessíveis a todos os ambientes clínicos. Por outro lado, testes clínicos fornecem medidas

objetivas de baixo custo com fácil acessibilidade e aplicabilidade em ambiente clínico²². Estudos recentes reportaram que o desempenho de indivíduos com DFP em testes clínicos está relacionado com a força máxima e a potência dos músculos joelho^{12,13} e do quadril²³, o que os tornam uma boa opção em ambientes clínicos às medidas tradicionais de força e TDT. O *Single Leg Bridge Test* (SLBT) é um teste clínico de adequada confiabilidade que avalia a força dos flexores de joelho²⁴ e foi utilizado para examinar o risco de lesão dos flexores de joelho em jogadores de futebol australiano²⁵. É possível que o SLBT também possa ser utilizado para avaliar a força e a TDT dos flexores de joelho de indivíduos com DFP em ambiente clínico; no entanto, nenhum estudo investigou a relação entre o desempenho no SLBT com a força e a TDT dos flexores de joelho de indivíduos com DFP. Investigar essa relação pode ajudar a compreender se o uso de uma medida objetiva de baixo custo e acessível ao clínico pode ser usada como indicativo da força e TDT dos flexores de joelho de indivíduos com DFP.

Esse estudo teve por objetivo: (i) investigar a relação entre a força máxima, a TDT, e a flexibilidade dos flexores de joelho com os níveis de dor de homens e mulheres com DFP; e (ii) investigar a relação entre a força máxima e a TDT dos flexores de joelho com a performance no SLBT de homens e mulheres com DFP. Nossas hipóteses foram que (i) a força máxima, a TDT e a flexibilidade dos flexores de joelho estariam negativamente relacionadas com os níveis de dor de homens e mulheres com DFP; e (ii) a força máxima e a TDT dos flexores de joelho estariam positivamente relacionadas com o desempenho no SLBT de homens e mulheres com DFP.

2.2.2 Métodos

2.2.2.1 Participantes

O protocolo de estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual Paulista (número de aprovação: 2.133.453). Setenta e cinco indivíduos com DFP (trinta e nove mulheres e trinta e seis homens) de 18 a 40 anos foram recrutados por meio de anúncios em universidades e publicações em redes sociais. Todos os participantes forneceram consentimento por escrito antes da coleta de dados.

2.2.2.2 Critério de elegibilidade

Os participantes incluídos neste estudo atenderam os seguintes critérios de elegibilidade²: (1) sintomas de DFP durante pelo menos duas seguintes atividades: subir e descer escadas, agachar-se, sentar-se por período prolongado, correr ou saltar; (2) pior nível de dor no joelho no mês anterior de pelo menos 30 mm em uma escala visual analógica de dor (EVA) de 0-100 mm; (3) início insidioso dos sintomas por pelo menos 4 meses. Os critérios de exclusão foram: (1) história de subluxação patelar; (2) cirurgia em qualquer articulação do membro inferior; (3) evidência clínica de lesão meniscal, instabilidade ligamentar ou tendinopatia patelar; e (4) dor referida proveniente da coluna lombar.

2.2.2.3 Procedimentos

A dor auto reportada foi avaliada utilizando a EVA de 0-100 mm. O lado esquerdo extremo representava nenhuma dor (0 mm) enquanto que o lado direito extremo representava a pior dor imaginável (100 mm)²⁶. Os participantes foram solicitados a desenhar uma linha perpendicular na escala na posição que indicava o seu pior nível de dor no último mês e o nível de dor naquele momento (atual).



Figura 5. Straight Leg Raise Test

Um único investigador realizou todas as avaliações no membro sintomático dos participantes ou membro mais sintomático (para aqueles com sintomas bilaterais). A flexibilidade dos flexores de joelho foi medida pelo *unilateral straight leg raise test*²⁷ (Figura 5). Os participantes foram posicionados em decúbito dorsal sobre uma maca, com a pelve estabilizada por meio de tiras não elásticas para minimizar a rotação do quadril. Para evitar qualquer flexão contralateral do quadril e joelho que pudesse influenciar as medidas, o membro não testado também foi estabilizado próximo a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) e a patela proximal. Dois flexímetros (*Code Research Institute*, Guarulhos, São Paulo, Brasil) foram posicionados no membro testado, a meio caminho entre a EIAS e a patela proximal e a meio caminho entre a patela distal do participante e a articulação do tornozelo. Antes do teste, ambos os flexímetros foram zerados. Os participantes foram instruídos a permanecer relaxados enquanto o investigador realizava o teste segurando o calcâneo do participante e movendo-o lentamente em flexão de quadril, mantendo o joelho reto. Foi registrado o valor do flexímetro colocado na coxa do participante quando o participante relatou sentir um alongamento forte, mas suportável, ou se o joelho testado começou a flexionar²⁷. Os valores dos dois flexímetros não poderiam ultrapassar uma diferença de 5° ou o teste seria considerado inválido. Três tentativas válidas do teste foram coletadas e consideradas para análise²⁸. Foi reportado previamente um coeficiente de correlação intraclass (ICC) entre avaliadores deste teste de 0,82–0,96²⁹.

Para a realização do SLBT, os participantes foram orientados a deitar-se no solo com o calcanhar do membro testado sobre uma caixa de 60 cm de altura²⁵

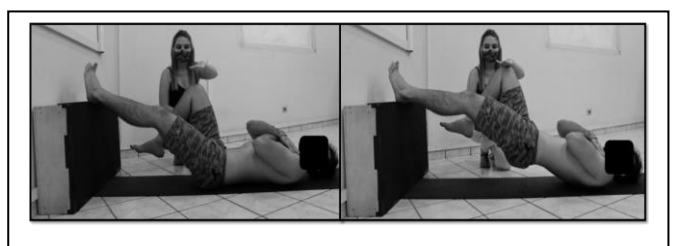


Figura 6. Single Leg Bridge Test

(Figura 6). O membro testado foi posicionado a 20° de flexão do joelho enquanto o

membro não testado permaneceu suspenso, com quadril e joelho fletidos a 90°, de forma que não houvesse impulso com este membro. Com os braços cruzados sobre o peito, os participantes foram orientados a empurrar o calcanhar para baixo para levantar o quadril do chão e estender o quadril²⁵. O teste consistia em realizar esse movimento o máximo de vezes possível em uma única tentativa até a falha (ou seja, não conseguir sustentar a postura correta por duas repetições consecutivas, incapacidade de estender completamente o quadril), e o número de repetições foi obtido para análise²⁵. Antes do teste, três repetições foram realizadas como familiarização. O SLBT tem um ICC interavaliador de 0,89–0,91²⁵.

Os torques isométricos, concêntricos e excêntricos dos flexores de joelho foram avaliados por meio de um dinamômetro isocinético (Biodex System 4 Pro, New York, NY, USA) com frequência de aquisição de 100 Hz. Antes do teste, os participantes realizaram um aquecimento submáximo de 5 minutos em um ciclo ergômetro. Os participantes foram posicionados sentados com o quadril e joelho flexionados a 90°, com a parte superior da coxa da perna testada, tronco e pelve estabilizada com fitas não elásticas. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado ao epicôndilo lateral do fêmur e o braço de alavanca que aplicava resistência à porção distal da tíbia foi posicionado 5 cm acima do maléolo lateral. A ação da gravidade foi corrigida automaticamente pelo software do dinamômetro. O torque isométrico foi coletado a 60° de flexão do joelho⁹ e os torques concêntricos/excêntricos foram obtidos de 20 a 90° de flexão do joelho com velocidade angular de 30 °/s¹⁰. A ordem do tipo de contração (isométrica/concêntrica/excêntrica) foi randomizado. Os participantes foram solicitados a realizar uma contração o mais forte e rápido possível. Encorajamento verbal padronizado e feedback visual (curva torque-tempo) foram fornecidos. A familiarização com as contrações isométricas consistiu em duas contrações submáximas de seis

segundos com um intervalo de um minuto entre elas. Em seguida, duas contrações máximas de seis segundos foram coletadas com descanso de três minutos entre elas. A familiarização para as contrações concêntricas e excêntricas foi realizada com uma série de cinco contrações submáximas e uma série de duas contrações máximas, com intervalo de um minuto entre cada série. Em seguida, foram coletadas três contrações máximas com um período de descanso de três minutos entre elas¹⁰.

2.2.2.4 Análise de dados

A força e a TDT dos flexores de joelho foram analisados em ambiente MATLAB® (The Math Works, Inc, Natick, MA). Todos os dados de torque foram normalizados pela massa corporal ($[N.m.kg^{-1}] \times 100$). A força máxima isométrica, concêntrica e excêntrica dos flexores de joelho foi considerada o maior valor de torque. A TDT foi calculada dividindo a diferença de torque pela variação de tempo (ms) desde o início da contração até 30% (TDT_{30%}) e 60% (TDT_{60%}) do torque máximo durante as contrações isométricas, concêntricas e excêntricas ($[Nm.kg^{-1}] \times 100 / ms$)^{30,31}. Essas porcentagens foram escolhidas porque o TDT parece ser determinado principalmente pela capacidade de produzir ativação voluntária máxima na fase inicial de uma contração explosiva (primeiros 75ms)^{30,31}. O início da contração foi definido como o ponto em que a curva de torque excedeu o valor basal em 2% do torque máximo¹⁰.

2.2.2.5 Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas utilizando o software *Statistical Software for Social Sciences* (IBM 20, SPSS inc., Chicago, IL) com um nível de significância de $p \leq 0,05$. Todas as variáveis foram avaliadas quanto à normalidade e encontradas com distribuição normal com base no teste de Shapiro-Wilk. Coeficientes de correlação de Pearson foram calculados para determinar a relação da força, TDT, e flexibilidade dos flexores de joelho com nível atual de dor e pior nível de dor no último mês; e determinar

a relação da força e TDT dos flexores de joelho com o desempenho no SLBT de homens e mulheres com DFP. A classificação da correlação foi interpretada como nenhuma associação ($<0,10$), associação pequena (0,10 a 0,30), associação moderada (0,30 a 0,50) e associação forte (0,50 a 1,00)³³.

2.2.3 Resultados

Os dados demográficos de média e desvio padrão (DP), dor auto reportada, desempenho no SLBT e flexibilidade dos flexores de joelho de mulheres e homens com DFP são apresentados na Tabela 5. A média e o DP da força e da TDT dos flexores de joelho são apresentados na Tabela 6.

Tabela 5. Dados demográficos, auto reportados e medidas objetivas de mulheres e homens com DFP.

Variáveis	Mulheres Média ± DP (Amplitude)	Homens Média ± DP (Amplitude)
Demográficos		
Idade (anos)	24.1 ± 5.2 (18.0-40.0)	25.0 ± 4.3 (18.0-35.0)
Altura (cm)	163.0 ± 5.1 (154.0-171.0)	175.2 ± 6.1 (158.0-188.0)
Massa corporal (kg)	69.7 ± 17.6 (39.0-124.8)	77.3 ± 14.5 (51.5-122.7)
IMC (kg·m ⁻²)	26.1 ± 6.0 (16.2-42.6)	25.1 ± 4.3 (18.3-39.6)
Dor auto reportada		
Nível atual de dor (mm)	33.2 ± 27.3 (0.0-100.0)	19.9 ± 19.8 (0.0-70.0)
Pior dor no último mês (mm)	56.1 ± 20.1 (10.0-95.0)	45.5 ± 20.4 (15.0-85.0)
Medidas objetivas		
Flexibilidade dos flexores de joelho (°)	63.6 ± 21.2 (26.6-121.6)	55.9 ± 15.02 (26.3-90.6)
SLBT (repetições)	10.4 ± 7.6 (2.0-34.0)	21.3 ± 9.5 (4.0-51.0)

Abreviações: DFP, dor femoropatelar; DP, desvio padrão; M, mulheres; H, homens; IMC, índice de massa corporal; SLBT, *single leg bridge test*.

Tabela 6. Força máxima e TDT dos flexores de joelho de mulheres e homens com DFP.

Variáveis		Mulheres Média ± DP (Amplitude)	Homens Média ± DP (Amplitude)
Força máxima ($[N \cdot m \cdot kg^{-1}] \times 100$)			
	Isométrica	115.3 ± 30.2 (38.0-185.3)	163.5 ± 40.4 (40.4-252.0)
	Concêntrica	83.6 ± 25.7 (37.1-141.4)	123.5 ± 32.3 (40.4-193.4)
	Excêntrica	135.9 ± 35.9 (79.9-264.4)	190.5 ± 53.4 (105.2-324.6)
TDT ($[N \cdot m \cdot kg^{-1}] \times 100 \cdot ms^{-1}$)			
Isométrica	TDT _{30%}	1.3 ± 0.6 (0.2-3.0)	2.4 ± 0.9 (1.0-4.6)
	TDT _{60%}	0.9 ± 0.3 (0.2-1.8)	1.5 ± 0.5 (0.6-2.4)
Concêntrica	TDT _{30%}	0.8 ± 0.3 (0.2-1.5)	1.5 ± 0.5 (0.3-2.8)
	TDT _{60%}	0.6 ± 0.2 (0.2-1.1)	1.1 ± 0.3 (0.2-1.8)
Excêntrica	TDT _{30%}	1.2 ± 0.4 (0.4-2.0)	2.3 ± 0.8 (0.8-4.1)
	TDT _{60%}	1.0 ± 0.3 (0.2-1.6)	1.6 ± 0.5 (0.8-3.2)

Abreviações: DFP, dor femoropatelar; DP, desvio padrão; M, mulheres; H, homens; TDT_{30%}, taxa de desenvolvimento de torque desde o início da contração até 30% do torque máximo; TDT_{60%}, taxa de desenvolvimento de torque desde o início da contração até 60% do torque máximo.

Relações negativas significativas de moderadas a fortes foram identificadas entre o nível atual de dor e a força flexora de joelho isométrica ($r = -0,57$; $p < 0,001$), concêntrica ($r = -0,49$; $p = 0,001$) e excêntrica ($r = -0,47$; $p = 0,002$) em mulheres com DFP. Relações negativas significativas e moderadas também foram identificadas entre o nível atual de dor e a força flexora de joelho isométrica ($r = -0,43$; $p = 0,008$), concêntrica ($r = -0,34$; $p = 0,043$) e excêntrica ($r = -0,40$; $p = 0,017$) em homens com DFP (Tabela 7). Não foram identificadas relações significativas entre o nível atual de dor e a TDT dos flexores do

joelho em mulheres ($r = -0,27$ a $-0,19$; $p > 0,05$) e homens ($r = -0,32$ a $0,01$; $p > 0,05$) com DFP. Não foram identificadas relações significativas entre o pior nível de dor no último mês com a força máxima e a TDT dos flexores de joelho em mulheres ($r = -0,22$ a $0,02$; $p > 0,05$) e homens ($r = -0,33$ a $-0,09$; $p > 0,05$) com DFP. Relações negativas significativas moderadas foram identificadas entre o nível atual de dor e a flexibilidade dos flexores de joelho em mulheres ($r = -0,35$; $p = 0,026$) e homens ($r = -0,44$; $p = 0,008$) com DFP (Tabela 7); enquanto que nenhuma relação significativa foi identificada entre o pior nível de dor no último mês e a flexibilidade dos flexores de joelho em ambos os grupos.

Tabela 7. Coeficientes de correlação de Pearson (r) entre a força máxima, TDT, e a flexibilidade dos flexores de joelho com o nível atual de dor e pior nível de dor no último mês.

Variáveis	Nível atual de dor (mm)		Pior dor no último mês (mm)	
	Mulheres	Homens	Mulheres	Homens
Força isométrica de flexores de joelho ($[N \cdot m \cdot kg^{-1}] \times 100$)	-0.57 (< 0.001)**	-0.43 (0.008)**	-0.22 (0.161)	-0.14 (0.398)
Força concêntrica de flexores de joelho ($[N \cdot m \cdot kg^{-1}] \times 100$)	-0.49 (0.001)**	-0.34 (0.043)*	-0.16 (0.311)	-0.33 (0.056)
Força excêntrica de flexores de joelho ($[N \cdot m \cdot kg^{-1}] \times 100$)	-0.47 (0.002)**	-0.40 (0.017)*	-0.10 (0.534)	-0.10 (0.561)
TDT _{30%} isométrico ($[N \cdot m \cdot kg^{-1}] \times 100 \cdot ms^{-1}$)	-0.27 (0.087)	-0.30 (0.069)	0.02 (0.878)	-0.11 (0.525)
TDT _{60%} isométrico ($[N \cdot m \cdot kg^{-1}] \times 100 \cdot ms^{-1}$)	-0.26 (0.096)	-0.32 (0.051)	-0.05 (0.729)	-0.09 (0.582)
TDT _{30%} concêntrico ($[N \cdot m \cdot kg^{-1}] \times 100 \cdot ms^{-1}$)	-0.20 (0.204)	0.01 (0.916)	-0.08 (0.627)	-0.17 (0.300)
TDT _{60%} concêntrico ($[N \cdot m \cdot kg^{-1}] \times 100 \cdot ms^{-1}$)	-0.19 (0.245)	-0.02 (0.872)	0.00 (0.980)	-0.12 (0.466)

TDT _{30%} excêntrico ([N·m·kg ⁻¹] x 100·ms ⁻¹)	-0.23 (0.157)	-0.03 (0.830)	-0.08 (0.619)	-0.23 (0.125)
TDT _{60%} excêntrico ([N·m·kg ⁻¹] x 100·ms ⁻¹)	-0.20 (0.217)	-0.23 (0.172)	0.02 (0.874)	-0.13 (0.455)
Flexibilidade (°)	-0.35 (0.026)*	-0.44 (0.008)**	-0.19 (0.225)	0.18 (0.290)

Nota: Os dados foram ajustados pelo sexo e são apresentados como r (valor p). * p <0,05; ** p <0,01.

Abreviações: TDT_{30%}, taxa de desenvolvimento de torque desde o início da contração até 30% do torque máximo; TDT_{60%}, taxa de desenvolvimento de torque desde o início da contração até 30% do torque máximo.

Relações positivas significativas de moderadas a fortes foram identificadas entre o desempenho no SLBT e a força flexora de joelho isométrica ($r = 0,55$; $p < 0,001$), concêntrica ($r = 0,50$; $p = 0,001$) e excêntrica ($r = 0,39$; $p = 0,013$) em mulheres com DFP (Tabela 8). Da mesma forma, foram identificadas relações positivas significativas de moderadas a fortes entre o desempenho no SLBT e força flexora de joelho isométrica ($r = 0,50$; $p = 0,002$), concêntrica ($r = 0,47$; $p = 0,004$) e excêntrica ($r = 0,57$; $p < 0,001$) em homens com DFP. Relações positivas significativas de moderadas a fortes também foram identificadas entre o desempenho no SLBT e a TDT dos flexores de joelho em mulheres ($r = 0,36$ a $0,54$; $p < 0,022$) e homens ($r = 0,34$ a $0,55$; $p < 0,038$) com DFP (Tabela 8).

Tabela 8. Coeficientes de correlação de Pearson (r) entre a força máxima e a TDT dos flexores de joelho com o desempenho no SLBT.

Variáveis	SLBT	
	(Repetições)	
	Mulheres	Homens
Força isométrica de flexores de joelho ([N·m·kg ⁻¹] x 100)	0.55 (< 0.001)**	0.50 (0.002)**
Força concêntrica de flexores de joelho ([N·m·kg ⁻¹] x 100)	0.50 (0.001)**	0.47 (0.004)**
Força excêntrica de flexores de joelho ([N·m·kg ⁻¹] x 100)	0.39 (0.013)*	0.57 (< 0.001)**

TDT _{30%} isométrico ([N·m·kg ⁻¹] x 100·ms ⁻¹)	0.42 (0.007)**	0.38 (0.020)*
TDT _{60%} isométrico ([N·m·kg ⁻¹] x 100·ms ⁻¹)	0.54 (< 0.001)**	0.37 (0.023)*
TDT _{30%} concêntrico ([N·m·kg ⁻¹] x 100·ms ⁻¹)	0.50 (0.001)**	0.34 (0.037)*
TDT _{60%} concêntrico ([N·m·kg ⁻¹] x 100·ms ⁻¹)	0.46 (0.003)**	0.45 (0.005)**
TDT _{30%} excêntrico ([N·m·kg ⁻¹] x 100·ms ⁻¹)	0.42 (0.008)**	0.45 (0.006)**
TDT _{60%} excêntrico ([N·m·kg ⁻¹] x 100·ms ⁻¹)	0.36 (0.021)*	0.55 (0.001)**

Nota: Os dados foram ajustados pelo sexo e são apresentados como r (valor p). * p <0,05; ** p <0,01.

Abreviaturas: SLBT, *single leg bridge test*; TDT_{30%}, taxa de desenvolvimento de torque desde o início da contração até 30% do torque máximo; TDT_{60%}, taxa de desenvolvimento de torque desde o início da contração até 60% do torque máximo.

2.2.4 Discussão

Nossos resultados indicaram relações negativas significativas da força e da flexibilidade dos flexores de joelho com o nível atual de dor, mas não com o pior nível de dor no último mês, de indivíduos com DFP. A TDT dos flexores de joelho não se relacionou com o atual e pior nível de dor dos indivíduos com DFP. Por fim, nossos achados demonstraram relações positivas significativas da força máxima e da TDT dos flexores de joelho com o desempenho no SLBT de indivíduos com DFP. Em conjunto, nossos resultados apoiam o valor potencial de avaliar a força dos flexores de joelho e a flexibilidade de indivíduos com DFP; e que o SLBT pode ser uma ferramenta útil para avaliar a capacidade dos músculos flexores de joelho de indivíduos com DFP em ambiente clínico.

A menor força máxima dos flexores de joelho durante contrações isométricas e dinâmicas parece estar relacionada a maiores níveis atuais de dor em indivíduos com DFP. A ativação dos flexores de joelho tem o potencial de influenciar a cinemática da articulação tibiofemoral e as forças de contato femoropatelar^{19,34,35}. Li et al.³⁵ reportaram que a co-contração dos isquiotibiais aumenta as forças de contato da articulação femoropatelar em 15%. Como o aumento das forças de contato da articulação femoropatelar é um dos principais contribuintes para DFP²⁰, os indivíduos com DFP podem adotar um comportamento de evitação dos isquiotibiais para reduzir a demanda dos flexores de joelho e evitar a exacerbação da DFP. Este comportamento de evitação é semelhante à “evitação do quadríceps” reportada em estudos anteriores^{9,10}. A longo prazo, um efeito acumulativo da evitação dos isquiotibiais, juntamente com maior medo de movimento³⁶ e níveis reduzidos de atividade física⁴, pode levar a um desuso crônico de os flexores de joelho. Esse mecanismo pode explicar por que reduções na capacidade dos músculos flexores de joelho são reportados em indivíduos com DFP¹², e a relação encontrada neste estudo. Ensaios clínicos futuros são necessários para determinar se a adição de intervenções direcionadas aos flexores de joelho pode melhorar os a condição clínica de indivíduos com DFP.

Também encontramos uma relação negativa significativa da flexibilidade dos flexores de joelho com o nível atual de dor de indivíduos com DFP. Semelhante à ativação dos flexores de joelho, a redução da flexibilidade dos flexores de joelho tem uma relação significativa com as forças de contato femoropatelar elevadas¹⁷, o que pode explicar nosso achado. Um ensaio clínico randomizado recente relatou melhoras na flexibilidade dos isquiotibiais, força muscular do joelho, dor e função subjetiva de indivíduos com DFP que apresentam isquiotibiais inflexíveis e realizaram alongamento dinâmico dos isquiotibiais juntamente com exercícios de fortalecimento³⁷. Assim, avaliar a

flexibilidade dos isquiotibiais de indivíduos com DFP e realizar alongamento dinâmico naqueles com isquiotibiais inflexíveis parece ser recomendado.

A TDT isométrica e dinâmica dos flexores de joelho não se relacionou com a dor atual e pior nível de dor dos indivíduos com DFP. Embora reduções na TDT dos músculos do joelho e quadril sejam reportadas em indivíduos com DFP^{10,12,38} e em outras condições de dor musculoesquelética crônica³⁹, eles parecem estar mais relacionados ao desempenho de tarefas funcionais e diárias^{12,23,40}. Isso é corroborado por nossos achados de relação entre a TDT isométrica e dinâmica dos flexores de joelho com o desempenho no SLBT. Briani et al.¹² também reportaram relação entre a TDT dos flexores de joelho com o número de repetições de descida de degrau e a distância no salto horizontal em mulheres com DFP. Além disso, Rice et al.⁴¹ sugeriram que a dor aguda pode ter mais efeito sobre a TDT do que a dor crônica. Para melhor compreender isso, estudos futuros devem investigar a influência da exacerbação da DFP na TDT dos músculos do joelho e do quadril.

Em contraste com o nível atual de dor, nenhuma ou pequena relação foi encontrada entre a força máxima dos flexores de joelho com o pior nível de dor no último mês. A DFP tem uma característica intermitente em que mudanças no tipo, frequência, duração ou intensidade das atividades físicas podem causar crises dolorosas⁴². Como tal, o pior nível de dor no último mês pode ser uma representação mais próxima de uma crise dolorosa do que a DFP usual. Como déficits no torque máximo dos flexores de joelho podem ser uma consequência do desuso crônico, é plausível que ele esteja mais relacionado a dor atual/usual do que os piores níveis de dor. Isso corrobora com Nakagawa et al.⁴³ que relatou relação significativa entre a força extensora excêntrica do joelho e o nível de dor usual na última semana em mulheres com DFP, enquanto não

fomos capazes de encontrar estudos relatando relações significativas entre a força máxima e o pior nível de dor em indivíduos com DFP.

Estudos recentes^{12,13} sugeriram a necessidade de avaliar a força máxima e a TDT dos flexores de joelho de indivíduos com DFP, embora métodos clinicamente viáveis e custo-efetivos sejam escassos. Nossos achados mostraram que a força máxima e a TDT dos flexores de joelho durante contrações isométricas e dinâmicas estão relacionadas ao desempenho no SLBT de indivíduos com DFP. Como tal, o SLBT pode ser uma opção para as avaliações tradicionais da capacidade dos músculos flexores de joelho em ambiente clínico. Além disso, o SLBT pode ser usado como desfecho de ensaios clínicos futuros que testam a eficácia de intervenções direcionadas aos flexores de joelho em indivíduos com DFP.

Limitações deste estudo devem ser reconhecidas. Como incluímos apenas adultos jovens com DFP, nossos achados podem não ser generalizados para adolescentes e indivíduos mais velhos (> 40 anos) com DFP. Devido ao desenho transversal deste estudo, nenhuma relação causal pode ser estabelecida entre a capacidade dos músculos flexores de joelho e DFP; e a eficácia das intervenções que visam a capacidade dos músculos flexores de joelho no tratamento da DFP precisa ser investigada em estudos clínicos futuros. Por fim, nossa avaliação da função foi limitada ao SLBT. A avaliação de tarefas funcionais adicionais pode resultar em resultados diferentes.

2.2.5 Conclusão

Nossos resultados mostraram relações negativas significativas da força máxima e da flexibilidade dos flexores de joelho com o nível atual de dor em indivíduos com DFP; enquanto nenhuma relação foi encontrada com o pior nível de dor no último mês. A TDT

dos flexores de joelho não se mostrou relacionada com a dor atual e pior nível de dor dos indivíduos com DFP. Nossos achados também demonstraram relações significativas de força máxima e TDT dos flexores de joelho com o desempenho no SLBT de indivíduos com DFP. Em conjunto, nossos resultados dão suporte ao valor potencial da avaliação da força e flexibilidade dos flexores de joelho de indivíduos com DFP; e que o SLBT pode ser uma ferramenta de baixo custo e clinicamente aplicável para avaliar a capacidade dos músculos flexores de joelho de indivíduos com DFP.

2.2.6 Referências

1. Smith B, Selfe J, Thacker D, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018;13(1):e0190892. doi:10.1371/journal.pone.0190892
2. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):839-843. doi:10.1136/bjsports-2016-096268
3. Ferrari D, Briani RV, de Oliveira Silva D, et al. Higher pain level and lower functional capacity are associated with the number of altered kinematics in women with patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2018;60:268-272. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.07.034
4. Glaviano NR, Baellow A, Saliba S. Physical activity levels in individuals with and without patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2017;27:12-16. doi:10.1016/j.ptsp.2017.07.002
5. Coburn SL, Barton CJ, Filbay SR, Hart HF, Rathleff MS, Crossley KM. Quality of life in individuals with patellofemoral pain: A systematic review including meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2018;33:96-108. doi:10.1016/j.ptsp.2018.06.006

6. Lankhorst NE, van Middelkoop M, Crossley KM, et al. Factors that predict a poor outcome 5–8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):881-886. doi:10.1136/bjsports-2015-094664
7. Eijkenboom JFA, Timmer ER, Van Heijden RAD, et al. Association between self-reported measures, physical examination, and early magnetic resonance imaging signs of osteoarthritis in patients with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2019;49(9):634-639. doi:10.2519/jospt.2019.8889
8. Utting MR, Davies G, Newman JH. Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *Knee*. 2005;12(5):362-365. doi:10.1016/j.knee.2004.12.006
9. Briani RV, De Oliveira Silva D, Flóride CS, et al. Quadriceps neuromuscular function in women with patellofemoral pain: Influences of the type of the task and the level of pain. *PLoS One*. 2018;13(10):e0205553. doi:10.1371/journal.pone.0205553
10. Ferreira AS, Silva DDO, Barton CJ, Briani R V, Taborda B, Pazzinatto MF. Impaired Isometric, Concentric, and Eccentric Rate of Torque Development at the Hip and Knee in Patellofemoral Pain. *J Strength Cond Res*. Published online 2019. doi:10.1519/JSC.0000000000003179
11. Giles LS, Webster KE, McClelland J a., Cook J. Atrophy of the quadriceps is not isolated to vastus medialis oblique in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2015;45(8):613-619. doi:10.2519/jospt.2015.5852
12. Briani RV, de Oliveira Silva D, Ducatti MHM, et al. Knee flexor strength and rate of torque development deficits in women with patellofemoral pain are related to poor objective function. *Gait Posture*. 2021;83:100-106. doi:10.1016/j.gaitpost.2020.10.011
13. Guney H, Yuksel I, Kaya D, Nedim M. Correlation between quadriceps to hamstring ratio and functional outcomes in patellofemoral pain. *Knee*. 2016;23(4):610-

615. doi:10.1016/j.knee.2016.04.004

14. Kwon O, Yun M, Lee W. Correlation between intrinsic patellofemoral pain syndrome in young adults and lower extremity biomechanics. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(7):961-964. doi:10.1589/jpts.26.961
15. Piva SR, Goodnite EA, Childs JD. Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2005;35(12):793-801. doi:10.2519/jospt.2005.35.12.793
16. White LC, Dolphin P, Dixon J. Hamstring length in patellofemoral pain syndrome. *Physiotherapy.* 2009;95:24-28. doi:10.1016/j.physio.2008.05.009
17. Whyte EF, Moran K, Shortt CP, Marshall B. The influence of reduced hamstring length on patellofemoral joint stress during squatting in healthy male adults. *Gait Posture.* 2010;31:47-51. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.08.243
18. Besier TF, Draper CE, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing. *J Orthop Res.* 2005;23(2):345-350. doi:10.1016/j.orthres.2004.08.003
19. Elias JJ, Kirkpatrick MS, Saranathan A, Mani S, Smith LG, Tanaka MJ. Hamstrings loading contributes to lateral patellofemoral malalignment and elevated cartilage pressures: An in vitro study. *Clin Biomech.* 2011;26(8):841-846. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.03.016
20. Powers CM, Witvrouw E, Davis IS, Crossley KM. 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;51(54):1713-1723. doi:10.1136/bjsports-2017-098717
21. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, et al. Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: A reliability and validity

- study. *PLoS One*. 2015;10(10):e0140822. doi:10.1371/journal.pone.0140822
22. Fredericson M, Yoon K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil*. 2006;85(3):234-243. doi:10.1097/01.phm.0000200390.67408.f0
 23. Nunes GS, de Oliveira Silva D, Pizzari T, Serrão FV, Crossley KM, Barton CJ. Clinically measured hip muscle capacity deficits in people with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2019;35:69-74. doi:10.1016/j.ptsp.2018.11.003
 24. Hayen A, Dennis RJ, Finch CF. Determining the intra- and inter-observer reliability of screening tools used in sports injury research. *J Sci Med Sport*. 2007;10(4):201-210. doi:10.1016/j.jsams.2006.09.002
 25. Freckleton G, Cook J, Pizzari T. The predictive validity of a single leg bridge test for hamstring injuries in Australian rules football players. *Br J Sports Med*. 2014;48(8):713-717. doi:10.1136/bjsports-2013-092356
 26. Crossley KM, Bennell KL, Cowan SM, Green S. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(5):815-822. doi:10.1016/S0003-9993(03)00613-0
 27. Winkelmann ZK, Roberts EJ, Games KE. Acute Effects and Perceptions of Deep Oscillation Therapy for Improving Hamstring Flexibility. *J Sport Rehabil*. 2018;27(6):570-576. doi:10.1123/jsr.2017-0044
 28. Ylinen JJ, Kautiainen HJ, Häkkinen AH. Comparison of Active, Manual, and Instrumental Straight Leg Raise in Measuring Hamstring Extensibility. *J Strength Cond Res*. 2010;24(4):972-977. doi:10.1519/JSC.0b013e3181d0a55f
 29. Piva SR, Fitzgerald K, Irrgang JJ, et al. Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskelet Disord*. 2006;7:33. doi:10.1186/1471-2474-7-33

30. Cossich V, Maffiuletti NA. Early vs. late rate of torque development: Relation with maximal strength and influencing factors. *J Electromyogr Kinesiol.* 2020;55(August):102486. doi:10.1016/j.jelekin.2020.102486
31. Maffiuletti NA, Aagaard P, Blazevich AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. *Eur J Appl Physiol.* 2016;116(6):1091-1116. doi:10.1007/s00421-016-3346-6
32. Boling MC, Nguyen A-D, Padua DA, Cameron KL, Beutler A, Marshall SW. Gender-Specific risk factor profiles for Patellofemoral Pain. *Clin J Sport Med.* 2019;Publish Ah(1):49-56. doi:10.1097/JSM.0000000000000719
33. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. *New York Routledge.* 1988;2.
34. Besier TF, Fredericson M, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. *J Biomech.* 2009;42(7):898-905. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.01.032
35. Li G, DeFrate LE, Zayontz S, Park SE, Gill TJ. The effect of tibiofemoral joint kinematics on patellofemoral contact pressures under simulated muscle loads. *J Orthop Res.* 2004;22(4):801-806. doi:10.1016/j.orthres.2003.11.011
36. Domenéch J, Sanchis-Alfonso V, López L, Espejo B. Influence of kinesiophobia and catastrophizing on pain and disability in anterior knee pain patients. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2013;21(7):1562-1568. doi:10.1007/s00167-012-2238-5
37. Lee JH, Jang K-M, Kim E, Rhim HC, Kim H-D. Effects of static and dynamic stretching with strengthening exercises in patients with Patellofemoral Pain who have inflexible hamstrings: A randomized controlled trial. *Sports Health.* 2021;13(1):49-56. doi:10.1177/1941738120932911
38. Nunes GS, Barton CJ, Serrão FV. Hip rate of force development and strength are

impaired in females with patellofemoral pain without signs of altered gluteus medius and maximus morphology. *J Sci Med Sport.* 2017;21(2):123-128. doi:10.1016/j.jsams.2017.05.014

39. Andersen LL, Hansen K, Mortensen OS, Zebis MK. Prevalence and anatomical location of muscle tenderness in adults with nonspecific neck/shoulder pain. *BMC Musculoskelet Disord.* 2011;12(1):169. doi:10.1186/1471-2474-12-169

40. Maffiuletti NA, Bizzini M, Widler K, Munzinger U. Asymmetry in quadriceps rate of force development as a functional outcome measure in TKA. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(1):191-198. doi:10.1007/s11999-009-0978-4

41. Rice DA, Mannion J, Lewis GN, McNair PJ, Fort L. Experimental knee pain impairs joint torque and rate of force development in isometric and isokinetic muscle activation. *Eur J Appl Physiol.* 2019;119(9):2065-2073. doi:10.1007/s00421-019-04195-6

42. Briani RV, Pazzinatto MF, De Oliveira Silva D, Azevedo FM. Different pain responses to distinct levels of physical activity in women with patellofemoral pain. *Brazilian J Phys Ther.* 2017;21(2):138-143. doi:10.1016/j.bjpt.2017.03.009

43. Nakagawa T, Baldon R, Muniz T, Serrão F V. Relationship among eccentric hip and knee torques , symptom severity and functional capacity in females with patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther Sport.* 2011;12(3):133-139. doi:10.1016/j.ptsp.2011.04.004

CAPÍTULO 3 – MÚSCULOS DO TRONCO E A DOR FEMOROPATELAR

3.1. Estudo 3: A redução da espessura muscular do tronco está associada à dor em mulheres com dor femoropatelar

Este estudo original foi publicado no periódico científico *Journal of Ultrasound in Medicine* (Fator de impacto 2019 = 1,75) e foi desenvolvido com a colaboração de pesquisadores da Universidade Estadual do Oeste do Paraná.

Lower Trunk Muscle Thickness Is Associated With Pain in Women With Patellofemoral Pain

Ronaldo Valdir Briani, PT, MSc , Marina Cabral Waiteman, PT, Carlos Eduardo de Albuquerque, PT, MSc, Eduardo Gasoto, PT, Gabriel Segatti, PT, Crystian Bitencourt Oliveira, PT, MSc, Fábio Micolis de Azevedo, PT, PhD, Danilo de Oliveira Silva, PT, MSc

3.1.1 Introdução

A dor femoropatelar (DFP) é uma desordem musculoesquelética comum que afeta anualmente 22,7% da população geral¹, com mulheres sendo 2,23 vezes mais propensas a desenvolver DFP do que os homens². A DFP normalmente se apresenta como dor difusa na região anterior do joelho, exacerbada por atividades como agachamento, corrida, subida e descida de escada³. A redução do nível de atividade física⁴, função⁵ e qualidade de vida⁶ são comumente reportadas nesta população.

Embora a etiologia da DFP permaneça incerta, alterações biomecânicas parecem desempenhar um papel importante nessa desordem⁷. Pesquisas recentes têm focado em alterações biomecânicas do tronco em indivíduos com DFP^{8,9}. Pessoas com DFP parecem exibir maior inclinação ipsilateral do tronco^{8,10}, o que pode mover

o vetor da força de reação do solo lateralmente à articulação do joelho e aumentar o momento de abdução do joelho⁷. Além de alterações cinemáticas, diminuição da força isométrica lateral do tronco⁸ e alteração na ativação muscular do tronco^{9,11} também foram reportadas em indivíduos com DFP. Esses achados sugerem que indivíduos com DFP possam ter alterações na função muscular do tronco, com redução na capacidade de estabilizar o tronco e o quadril no plano frontal durante atividades dinâmicas⁸. O comprometimento da função muscular do tronco também pode comprometer a estabilidade dinâmica do joelho, levando a lesões^{12,13}.

A redução da espessura muscular é um dos fatores que podem contribuir para a alteração da função muscular, uma vez que o tamanho muscular é um indicador da força muscular¹⁴ e a atrofia muscular é sugestiva de fraqueza muscular¹⁵. No entanto, ao nosso conhecimento, nenhum estudo investigou a espessura muscular do tronco (ou seja, músculos abdominais e multífidos [MU]) em indivíduos com DFP em comparação com indivíduos sem dor e se isso está relacionado à dor no joelho. O ultrassom em tempo real é uma modalidade de imagem que oferece uma boa relação com a função e tem o potencial de ajudar a orientar a avaliação e o prognóstico de indivíduos com DFP¹⁶.

O objetivo primário deste estudo foi: (1) Comparar a espessura muscular do tronco (ou seja, músculos abdominais e MU) de mulheres com e sem DFP. O objetivo secundário foi: (2) Correlacionar a espessura muscular do tronco com a dor auto reportada de mulheres com DFP. Com base em alterações encontradas no tronco no plano frontal⁸, nossa hipótese foi de que mulheres com DFP apresentariam apenas diminuição da espessura muscular dos músculos abdominais laterais, o que se correlacionaria com a dor auto reportada.

3.1.2 Métodos

3.1.2.1 Amostra

Quarenta e quatro mulheres de 18 a 35 anos foram recrutadas via anúncios em universidades e mídias sociais entre setembro de 2016 e janeiro de 2017. As participantes foram divididas em dois grupos: grupo DFP (n = 22) e grupo sem dor (n = 22). O tamanho da amostra *a priori* foi calculado utilizando-se o *software* SPSS versão 18.0 (IBM Corporation, Armonk, NY) com dados de Critchley et al.¹⁷. Um tamanho amostral de 21 indivíduos por grupo foi indicado para avaliar diferenças na espessura do músculo transversal abdominal (TrA) de 1,02 mm com um desvio padrão de 1,11 mm para obter um poder estatístico de 80% e um nível de significância de 5%. A espessura do TrA foi considerada no cálculo do tamanho da amostra porque apresentava o maior desvio padrão e a menor diferença entre os grupos¹⁸. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Estadual do Oeste do Paraná (106.247) e antes da coleta de dados todas as participantes manifestaram consentimento por escrito.

3.1.2.2 Critérios de elegibilidade

Os critérios de elegibilidade foram baseados em estudos anteriores¹⁹⁻²¹. Os critérios de inclusão foram (1) dor anterior no joelho ao realizar pelo menos duas das seguintes atividades: permanecer sentado por tempo prolongado, agachamento, ajoelhar, correr, subir e descer escadas; (2) sintomas de início insidioso com duração mínima de 4 meses; e (3) o pior nível de dor no mês anterior correspondente a pelo menos 30 mm em uma escala visual analógica de dor de 0 a 100 mm (EVA). Para serem incluídas no grupo sem dor, as participantes não poderiam apresentar sinais ou sintomas de DFP ou outra condição musculoesquelética. Os seguintes critérios de exclusão foram avaliados para ambos os grupos: sinal ou sintoma de qualquer outra disfunção do joelho, quadril ou coluna, histórico de cirurgia em qualquer articulação

do membro inferior, histórico de subluxação patelar ou evidência clínica de lesão meniscal, instabilidade ligamentar, osteoartrite sintomática em qualquer articulação do membro inferior ou patologia do tendão patelar. Também foram excluídas deste estudo aquelas participantes que passaram por cirurgia no joelho, coluna ou abdômen ou receberam esteroides orais, tratamento com opiáceos, acupuntura ou fisioterapia durante os seis meses anteriores.

3.1.2.3 Procedimento

A dor das participantes foi obtida utilizando a EVA de 100 mm. As participantes desenharam uma linha perpendicular na escala na posição que descrevesse sua pior dor no último mês. A função auto reportada do joelho foi obtida com a *Anterior Knee Pain Scale* (AKPS)²². Tanto a EVA quando o AKPS são válidas e tem adequada confiabilidade para avaliar indivíduos com DFP²². Além disso, foi solicitado as participantes que informassem se possuíam DFP bilateral ou unilateral.

3.1.2.4 Aquisição de imagens de ultrassom

As imagens de ultrassom foram obtidas com um scanner de ultrassom portátil (Shimadzu SDU 450xl, Columbia, EUA) com um transdutor linear de 7,5 a 12 MHz em *B-mode*. Todas as imagens de ultrassom foram realizadas por um avaliador treinado e cego (G.S) com 2 anos de experiência com ultrassom. Foram avaliados os seguintes músculos do tronco: TrA, oblíquo interno (OI), oblíquo externo (OE), reto abdominal (RA) e MU. Para as imagens de ultrassom do TrA, OI e OE, as participantes foram posicionadas em decúbito dorsal com os joelhos estendidos e os membros superiores colocados ao longo das laterais do tronco²³. O transdutor foi posicionado transversalmente no ponto médio entre a crista ilíaca e a caixa torácica, na região do abdômen lateral, nivelado com o umbigo. O transdutor do ultrassom foi

alinhado perpendicularmente aos músculos anterolaterais e a intersecção do TrA foi usada como marco anatômico para ajuste de visualização ideal²³. Para as imagens de ultrassom do RA, o transdutor foi colocado na parede abdominal anterior acima e lateralmente ao umbigo, com o músculo centrado na tela²⁴. Para as imagens de ultrassom dos MU, as participantes foram posicionadas em decúbito ventral com travesseiros colocados sob o abdômen para minimizar a lordose lombar. Os processos espinhosos lombares foram localizados antes da imagem. O transdutor foi posicionado longitudinalmente ao processo espinhoso de L4/L5 e movido lateralmente com o transdutor inclinado medialmente para identificar as articulações zigoapofisárias²⁴. O posicionamento do transdutor para esses músculos é ilustrado em outros estudos²⁵⁻²⁷. As imagens de todos os músculos foram coletadas em condições relaxadas no final da expiração. Também foram coletadas imagens durante a condição contraída utilizando a manobra de retração abdominal para OI, OE, TrA e RA²⁷ e realizando uma contração isométrica dos músculos MU após a expiração²⁴. Um total de 3 pares de imagens relaxadas e contraídas foram coletadas bilateralmente e armazenadas para análise posterior por um pesquisador não responsável pela obtenção da imagem de ultrassom. Para fins de análise de confiabilidade, as imagens foram coletadas da mesma forma em um segundo dia, com intervalo de 2 a 7 dias entre as duas coletas de dados.

3.1.2.5 Análise dos dados de ultrassom

As imagens de ultrassom de cada participante foram medidas utilizando um *software* personalizado (Ultrametrics)²³ e são ilustradas em um estudo prévio²⁴. As medidas do TrA, OI e OE foram obtidas a 2 cm da intersecção muscular do TrA. As medidas do RA foram feitas na parte mais larga do ventre muscular e perpendiculares à orientação da fáscia entre suas bordas internas²⁴. As medidas dos MU foram obtidas

da articulação zigoapofisária L4/L5 ao tecido subcutâneo. Para todos os músculos, a distância em milímetros entre as bordas internas da fáscia foi considerada como espessura muscular para condições contraídas e relaxadas. Em seguida, a espessura muscular foi normalizada pela massa corporal de cada participante. Além disso, a razão de contração foi calculada para cada músculo utilizando a razão das medidas de espessura normalizadas na condição contraída pelas medidas normalizadas de espessura na condição relaxada²³. Por fim, foi calculado a variação percentual da espessura muscular entre condições contraídas e relaxadas (ou seja, variação percentual = (contraída - relaxada) x 100). A média das medidas obtidas nas três imagens foi considerada para análises estatísticas.

3.1.2.6 Análise estatística

Todas as análises foram realizadas por meio do *software* SPSS 18.0. Os dados foram analisados considerando sua normalidade e homogeneidade pelos testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Como todas as variáveis tinham distribuição normal, os dados antropométricos, e a espessura muscular do tronco foram comparados entre grupos usando testes t independentes. Os tamanhos dos efeitos foram calculados de acordo com o *d* de Cohen e foram interpretados como: 0 a 0,40 efeito pequeno, 0,41 a 0,70 efeito moderado, 0,71 ou maior efeito grande¹⁸. Matrizes de correlação de Pearson foram utilizadas para examinar a relação entre a espessura muscular com a dor auto reportada. A matriz de correlação entre a espessura muscular e a dor auto reportada foi realizada apenas para o grupo DFP para as condições contraídas e relaxadas. A magnitude das correlações foi interpretada da seguinte forma: de 0,1 a 0,3 indica pequena, de 0,3 a 0,5 indica moderada, e de 0,5 a 1,0 indica forte correlação¹⁸.

Para fins clínicos e de pesquisa é importante saber se essas medidas são suficientemente consistentes e têm baixo erro de medida. Assim, a confiabilidade intra-avaliador foi testada utilizando o ICC_(3,3) para ambas as condições (relaxadas e contraídas) e grupos (mulheres com DFP e sem dor), separadamente, para 40% da amostra (20 participantes). A seleção das participantes para as análises de confiabilidade foi realizada aleatoriamente com um gerador de números aleatórios de computador. Os valores do ICC na faixa de 0,00 a 0,25 indicam confiabilidade nula, a faixa de 0,26 a 0,49 indica confiabilidade baixa, a faixa de 0,50 a 0,69 indica confiabilidade moderada, a faixa de 0,70 a 0,89 indica confiabilidade alta e a faixa de 0,90 a 1,00 indica confiabilidade muito alta²⁸. O erro padrão da medida (EPM) e a mínima diferença detectável (MDD) também foram calculadas utilizando as seguintes fórmulas: $EPM = DP \times \sqrt{1 - ICC}$; e $MDD = 1,96 \times \sqrt{2} \times EPM$. Enquanto que o EPM reflete o erro do instrumento, a MDD reflete a menor diferença entre participantes em uma pontuação que pode ser interpretada como uma diferença "real", acima do erro da medida^{24,28}. Além disso, os valores do EPM foram normalizados pela média para obtenção de valores percentuais em uma escala de 0-100%.

3.1.3 Resultados

As medidas auto reportadas de dor e função das mulheres com DFP são apresentadas na Tabela 9. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para idade, peso, altura e índice de massa corporal. Todas as mulheres com DFP relataram sintomas bilaterais.

Tabela 9. Características das participantes.

	DFP Média (DP)	Controle Média (DP)	p-value
Idade (anos)	23,0 (3,4)	22,1 (2,2)	0,421
Altura (m)	1,6 (0,5)	1,6 (0,5)	0,799
Peso (kg)	62,1 (10,4)	59,2 (6,5)	0,356
IMC	24,2 (3,1)	23,1 (2,9)	0,661
Pior nível de dor no último mês (cm)	5,1 (1,4)	NA	NA
Função autorreportada (AKPS)	79,4 (9,4)	NA	NA

Abreviaturas: DFP, dor femoropatelar; DP, desvio padrão; AKPS, Anterior knee pain scale (0 a 100); IMC, índice de massa corporal/ NA, não aplicado.

Em ambas as condições relaxada e contraída, as mulheres com DFP apresentaram menor espessura muscular de OI e OE do que as mulheres sem dor (Tabelas 10 e 11). Todas as diferenças significativas apresentaram tamanhos de efeito de moderado a grande, variando de -0,78 a -0,98. Não houve diferenças entre os grupos na espessura muscular do RA, MU e TrA nas condições relaxada e contraída.

Tabela 10. Comparação entre a espessura muscular normalizada pela massa corporal de mulheres com e sem dor femoropatelar durante a condição relaxada.

Variável	DFP	Controle	Diferença Média	Tamanho de Efeito (95% IC)					
	Média (DP)	Média (DP)	(95% IC)	-1,5	-1	-0,5	0	0,5	1
<i>Lado direito – Condição relaxada</i>									
Oblíquo interno (mm/kg)	0,60 (0,12)	0,69 (0,11)	-0,9 (-0,16 to -0,02)*						
Oblíquo externo (mm/kg)	0,41 (0,09)	0,50 (0,10)	-0,9 (-0,15 to -0,02)*						
Transverso abdominal (mm/kg)	0,32 (0,12)	0,32 (0,07)	-0,01 (-0,06 to 0,06)						
Reto abdominal (mm/kg)	0,93 (0,20)	0,87 (0,17)	0,05 (-0,05 to 0,17)						
Multífidos (mm/kg)	2,66 (0,53)	2,63 (0,72)	0,03 (-0,36 to 0,42)						
<i>Lado esquerdo – Condição relaxada</i>									
Oblíquo interno (mm/kg)	0,59 (0,10)	0,68 (0,11)	-0,9 (-0,15 to -0,03)*						
Oblíquo externo (mm/kg)	0,44 (0,08)	0,51 (0,09)	-0,7 (-0,13 to -0,1)*						
Transverso abdominal (mm/kg)	0,33 (0,09)	0,34 (0,07)	-0,01 (-0,06 to 0,04)						
Reto abdominal (mm/kg)	0,98 (0,12)	0,90 (0,17)	0,08 (-0,01 to 0,17)						
Multífidos (mm/kg)	2,81 (0,63)	2,75 (0,70)	0,05 (-0,35 to 0,46)						
				Inferior na DFP		Superior na DFP			

Abreviaturas: DFP, dor femoropatelar; IC, intervalo confiança; DP, desvio padrão.

Tabela 11. Comparação entre a espessura muscular normalizada pela massa corporal de mulheres com e sem dor femoropatelar durante a condição contraída.

Variável	DFP	Controle	Diferença Média	Tamanho de Efeito (95% IC)					
	Média (DP)	Média (DP)	(95% IC)	-1,5	-1	-0,5	0	0,5	1
<i>Lado direito – Condição contraída</i>									
Oblíquo interno (mm/kg)	0,69 (0,14)	0,84 (0,20)	-0,14 (-0,25 to -0,03)*						
Oblíquo externo (mm/kg)	0,39 (0,08)	0,52 (0,17)	-0,13 (-0,21 to -0,05)*						
Transverso abdominal (mm/kg)	0,48 (0,15)	0,49 (0,14)	-0,008 (-0,09 to 0,08)						
Reto abdominal (mm/kg)	1,11 (0,50)	0,99 (0,23)	0,12 (-0,11 to 0,35)						
Multífidos (mm/kg)	3,32 (0,48)	3,25 (0,74)	0,07 (-0,31 to 0,46)						
<i>Lado esquerdo – Condição contraída</i>									
Oblíquo interno (mm/kg)	0,66 (0,14)	0,82 (0,23)	-0,15 (-0,27 to -0,04)*						
Oblíquo externo (mm/kg)	0,44 (0,08)	0,55 (0,15)	-0,11 (-0,18 to -0,03)*						
Transverso abdominal (mm/kg)	0,50 (0,14)	0,50 (0,13)	-0,002 (-0,08 to 0,09)						
Reto abdominal (mm/kg)	1,18 (0,50)	1,00 (0,18)	0,18 (-0,31 to 0,46)						
Multífidos (mm/kg)	3,30 (0,55)	3,33 (0,61)	-0,03 (-0,38 to 0,32)						
				Inferior na DFP		Superior na DFP			

Abreviaturas: DFP, dor femoropatelar; IC, intervalo confiança; DP, desvio padrão.

A variação percentual da espessura muscular pode ser encontrada na Tabela 12.

Tabela 12. Variação percentual da espessura muscular entre condições contraídas e relaxadas das mulheres com e sem dor femoropatelar.

Variáveis	DFP	Controle	Diferença
<i>Lado direito – Mudança entre condições contraídas e relaxadas</i>			
Oblíquo interno	11,5 %	18,8 %	- 7,3 %
Oblíquo externo	7,7 %	12,4 %	- 4,7 %
Transverso abdominal	32,9 %	33,0 %	- 0,1 %
Reto abdominal	12,8 %	13,1 %	- 0,3 %
Multífidos	20,4 %	19,7 %	0,7 %
<i>Lado esquerdo – Mudança entre condições contraídas e relaxadas</i>			
Oblíquo interno	13,3 %	17,7 %	- 4,4 %
Oblíquo externo	7,2 %	12,5 %	- 5,3 %
Transverso abdominal	32,2 %	30,0 %	2,2 %
Reto abdominal	13,1 %	10,6 %	2,5 %
Multífidos	15,9 %	17,9 %	- 2,0 %

Abreviaturas: DFP, dor femoropatelar.

A razão de contração de OI e OE foi menor em mulheres com DFP do que em mulheres sem dor (Tabela 13). Todas as diferenças significativas apresentaram tamanhos de efeito moderados ou grandes, variando de -0,67 a -0,75. Não houve diferenças entre os grupos na razão de contração do RA, MU e TrA.

Tabela 13. Comparação entre a razão de contração de mulheres com e sem dor femoropatelar.

Variável	DFP	Controle	Diferença Média	Tamanho de Efeito (95% IC)					
	Média (DP)	Média (DP)	(95% IC)	-1,5	-1	-0,5	0	0,5	1
<i>Lado direito</i>									
Oblíquo interno (mm/kg)	1,14 (0,10)	1,25 (0,21)	-0,11 (-0,19 to -0,01)*						
Oblíquo externo (mm/kg)	0,95 (0,12)	1,04 (0,12)	-0,08 (-0,16 to -0,01)*						
Transverso abdominal (mm/kg)	1,52 (0,35)	1,51 (0,34)	0,01 (-0,20 to 0,22)						
Reto abdominal (mm/kg)	1,13 (0,10)	1,14 (0,10)	-0,01 (-0,07 to 0,05)						
Multífidos (mm/kg)	1,27 (0,18)	1,26 (0,22)	0,01 (-0,11 to 0,13)						
<i>Lado esquerdo</i>									
Oblíquo interno (mm/kg)	1,12 (0,13)	1,27 (0,28)	-0,15 (-0,29 to -0,17)*						
Oblíquo externo (mm/kg)	0,95 (0,12)	1,04 (0,12)	-0,09 (-0,16 to -0,02)*						
Transverso abdominal (mm/kg)	1,51 (0,29)	1,48 (0,43)	0,03 (-0,19 to 0,26)						
Reto abdominal (mm/kg)	1,12 (0,15)	1,11 (0,10)	0,01 (-0,07 to 0,08)						
Multífidos (mm/kg)	1,20 (0,17)	1,27 (0,36)	-0,06 (-0,11 to 0,13)						
				Inferior na DFP		Superior na DFP			

Abreviaturas: DFP, dor femoropatelar; IC, intervalo confiança; DP, desvio padrão.

Foram encontradas correlações negativas significativas e moderadas ($r = -0,53$ a $-0,40$) para mulheres com DFP entre a espessura muscular do OI e OE com a dor auto reportada em ambas as condições, relaxadas e contraídas (Tabela 14). Por outro lado, a espessura muscular do RA, MU e TrA não se correlacionaram com a dor auto reportada em mulheres com DFP.

Tabela 14. Correlação entre a espessura muscular e a dor auto reportada das mulheres com dor femoropatelar.

Músculo	Lado direito	Lado esquerdo
<i>Condição relaxada</i>		
Reto abdominal	$r = -0,06$; $p = 0,389$	$r = -0,05$; $p = 0,411$
Multífidos	$r = -0,12$; $p = 0,294$	$r = -0,25$; $p = 0,123$
Oblíquo interno	$r = -0,45$; $p = 0,017^*$	$r = -0,43$; $p = 0,023^*$
Oblíquo externo	$r = -0,48$; $p = 0,012^*$	$r = -0,46$; $p = 0,015^*$
Transverso abdominal	$r = -0,24$; $p = 0,184$	$r = -0,21$; $p = 0,202$
<i>Condição contraída</i>		
Reto abdominal	$r = -0,15$; $p = 0,240$	$r = -0,01$; $p = 0,466$
Multífidos	$r = -0,02$; $p = 0,457$	$r = -0,19$; $p = 0,192$
Oblíquo interno	$r = -0,53$; $p = 0,006^*$	$r = -0,46$; $p = 0,016^*$
Oblíquo externo	$r = -0,40$; $p = 0,030^*$	$r = -0,40$; $p = 0,031^*$
Transverso abdominal	$r = -0,28$; $p = 0,087$	$r = -0,29$; $p = 0,073$

* Indica correlação significativa.

No geral, foi encontrada alta e muito alta confiabilidade para todas as medidas de espessura muscular em ambos os grupos (ICC variando de 0,70 a 0,96) (Tabelas 15 e 16). Os valores do EPM variaram de 3,11% a 15,4% refletindo baixo erro do instrumento. Além disso, para aqueles músculos que apresentaram diferenças entre os grupos (OI e OE), todas as diferenças excederam o valor de MDD da medida.

Tabela 15. Medidas de confiabilidade da espessura muscular do grupo sem dor.

Controle		Condição relaxada			Condição contraída			
Músculo	ICC _(3,3)	EPM _(mm/kg)	EPM _(%)	MDD _(mm/kg)	ICC _(3,3)	EPM _(mm/kg)	EPM _(%)	MDD _(mm/kg)
<i>Lado direito</i>								
RA	0,71	0,059	6,63%	0,164	0,85	0,063	6,13%	0,150
MU	0,86	0,102	3,86%	0,286	0,70	0,270	8,24%	0,748
OI	0,97	0,021	3,11%	0,059	0,91	0,032	3,80%	0,089
OE	0,86	0,017	3,59%	0,047	0,84	0,027	6,07%	0,076
TrA	0,82	0,052	15,4%	0,145	0,83	0,065	12,70%	0,179
<i>Lado esquerdo</i>								
RA	0,76	0,053	14,6%	0,147	0,82	0,057	6,52%	0,160
MU	0,79	0,216	7,62%	0,599	0,87	0,184	5,34%	0,508
OI	0,75	0,024	3,55%	0,067	0,82	0,033	4,06%	0,093
OE	0,78	0,019	3,82%	0,053	0,94	0,015	3,09%	0,042
TrA	0,79	0,045	12,5%	0,012	0,76	0,073	14,20%	0,202

Abreviaturas: Reto abdominal, RA; Multífidos, MU; Oblíquo interno, OI; Oblíquo externo, OE; Transverso abdominal, TrA; ICC, coeficiente de correlação intraclasse; EPM, erro padrão de medida; MDD, diferença mínima detectável.

Tabela 16. Medidas de confiabilidade da espessura muscular do grupo de DFP.

DFP		Condição relaxada			Condição contraída			
Músculo	ICC _(3,3)	EPM _(mm/kg)	EPM(%)	MDD _(mm/kg)	ICC _(3,3)	EPM _(mm/kg)	EPM(%)	MDD _(mm/kg)
Lado direito								
RA	0,87	0,042	4,56%	0,116	0,84	0,068	6,50%	0,188
MU	0,82	0,157	6,26%	0,433	0,76	0,246	7,81%	0,682
OI	0,88	0,033	5,83%	0,092	0,96	0,040	6,04%	0,112
OE	0,86	0,019	5,10%	0,055	0,86	0,038	10,4%	0,106
TrA	0,93	0,030	9,74%	0,083	0,81	0,060	13,0%	0,165
Lado esquerdo								
RA	0,85	0,033	3,47%	0,094	0,75	0,041	3,70%	0,114
MU	0,94	0,135	5,12%	0,375	0,91	0,135	4,30%	0,375
OI	0,82	0,032	5,68%	0,088	0,94	0,040	6,22%	0,111
OE	0,83	0,020	4,90%	0,056	0,83	0,031	7,46%	0,086
TrA	0,78	0,033	10,4%	0,091	0,96	0,030	6,56%	0,087

Abreviaturas: Reto abdominal, RA; Multífidos, MU; Oblíquo interno, OI; Oblíquo externo, OE; Transverso abdominal, TrA; ICC, coeficiente de correlação intraclasse; EPM, erro padrão de medida; MDD, diferença mínima detectável; DFP, dor femoropatelar.

3.1.4. Discussão

No geral, nossos achados indicaram que as mulheres com DFP apresentam menor espessura muscular do OI e OE, a qual está correlacionada com a dor auto reportada. Mulheres com DFP também apresentaram menor razão de contração do OI e OE do que mulheres sem DFP. No entanto, não foram encontradas diferenças entre os grupos na espessura muscular e na razão de contração para o TrA, MU e RA, que também não se correlacionaram com a dor auto reportada.

Recentemente, a relação dos músculos do tronco com lesões nas extremidades inferiores ganhou maior atenção^{12,13}. Os músculos do tronco contribuem para a produção, transferência e controle da força e do movimento dentro da cadeia cinética⁸. Déficits na função muscular do tronco podem levar a um movimento

alterado do tronco que poderia resultar em um valgo dinâmico do joelho¹³, o qual é associado a DFP²⁹. Nossos achados sugerem que mulheres com DFP apresentam menor espessura muscular do OI e OE em condições relaxadas e contraídas. Nossos achados também indicam menor razão de contração e variação percentual da espessura muscular do OI e OE, indicando que mulheres com DFP podem apresentar alterações em seu recrutamento muscular, o que está de acordo com a literatura prévia^{9,11}. O OI e OE contribuem significativamente para a ativação muscular do core, controlando a flexão lateral do tronco durante tarefas funcionais¹¹. Estudos anteriores reportaram alterações na cinemática⁸ e força³⁰ de flexão lateral do tronco em indivíduos com DFP. A importância da estabilidade muscular lateral do tronco é evidenciada por Nakagawa et al⁸, que encontraram associação entre a menor força lateral do tronco e maior abdução do joelho durante o agachamento unipodal em indivíduos com DFP. Com base em nossos achados, a redução da espessura muscular e também da mudança na espessura muscular entre condições relaxadas e contraídas do OI e OE podem estar relacionadas a essas alterações.

A espessura muscular e a razão de contração de RA, MU e TrA não foram diferentes entre mulheres com DFP e sem dor. Alterações cinemáticas no plano sagital do tronco não são reportadas em indivíduos com DFP³¹, o que pode explicar a ausência de diferença na espessura muscular de RA e MU entre os grupos. De fato, a incorporação de uma postura anteriorizada do tronco durante a corrida tem sido proposta como uma estratégia eficaz para reduzir o estresse articular patelar³². Em relação ao TrA, a falta de diferença entre os grupos pode estar relacionada a sua função. O TrA é considerado como um músculo profundo do tronco que atua na estabilização intervertebral da coluna lombar e tem baixa função locomotora^{33,34}. Como a DFP é caracterizada por alterações dinâmicas³⁵, alterações no OI e no OE

são mais esperadas do que no TrA, uma vez que esses músculos têm função mais dinâmica³³.

A espessura muscular do OI e do OE das mulheres com DFP foi negativamente correlacionada com a dor auto reportada, o que significa que quanto menor a espessura muscular de OI e OE, maior a dor auto reportada. Nossos achados podem ser interpretados em conjunto com resultados de estudos recentes^{36,37} que investigaram o efeito do treinamento de estabilização funcional (ou seja, fortalecimento e controle de movimento do tronco e do quadril) em indivíduos com DFP. Eles reportaram que indivíduos com DFP que realizaram o treinamento de estabilização funcional apresentaram melhoras significativas na dor e função auto reportadas, menor inclinação ipsilateral do tronco, queda contralateral da pelve, adução do quadril e movimento de abdução do joelho após 8 semanas de intervenção^{36,37}. Além disso, Rabelo et al.³⁸ reportaram recentemente que melhoras nos sintomas de indivíduos com DFP podem estar mais relacionadas a ganhos de força do que mudanças no comportamento cinemático. Considerando que a redução do tamanho muscular é sugestiva de fraqueza muscular¹⁴, e nossos achados sugerem que mulheres com DFP apresentam menor espessura muscular do OI e OE, a qual está correlacionada com dor auto reportada, intervenções destinadas a fortalecer o OI e o OE parecem ser importantes no contexto da DFP.

Este estudo apresenta algumas limitações que devem ser reconhecidas. Uma desvantagem potencial do presente estudo é que a força muscular do tronco não foi medida, no entanto, como acima mencionado, a força muscular e a espessura muscular tem forte associação^{14,15}. As análises transversais e de correlação realizadas neste estudo não permitem diferenciação entre causa e efeito em termos de espessura muscular do tronco e DFP. Nossa amostra incluiu apenas mulheres jovens com DFP, portanto os resultados podem não ser generalizáveis para homens, adolescentes e

adultos mais velhos (> 40 anos) com DFP. Por fim, todas as mulheres com DFP relataram sintomas bilaterais, o que poderia ter influenciado nossos achados de alterações na espessura muscular bilateralmente.

3.1.5 Conclusão

Mulheres com DFP apresentam menor espessura muscular e razão de contração do OI e OE do que as mulheres sem DFP, a qual está negativamente associada a dor auto reportada. No entanto, não há diferenças entre os grupos para o TrA, MU e RA, também sem correlação com a dor auto reportada no joelho. Esses achados sugerem alterações nos músculos laterais do tronco das mulheres com DFP, o que pode explicar o mecanismo pelo qual as intervenções direcionadas à melhorar a ativação e a força dos músculos do tronco são eficazes na reabilitação da DFP.

3.1.6 Referências

1. Smith B, Selfe J, Thacker D, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018;13(1):e0190892. doi:10.1371/journal.pone.0190892.
2. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(5):725-730. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x.
3. Lack S, Neal B, De Oliveira Silva D, Barton C. How to manage patellofemoral pain – Understanding the multifactorial nature and treatment options. *Phys Ther Sport*. 2018;32:155-166. doi:10.1016/j.ptsp.2018.04.010.

4. Glaviano NR, Baellow A, Saliba S. Physical activity levels in individuals with and without patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2017;27:12-16. doi:10.1016/j.ptsp.2017.07.002.
5. Ferreira AS, De Oliveira Silva D, Barbuglio L, et al. Differences in pain and function between adolescent athletes and physically active non-athletes with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2018;33:70-75. doi:10.1016/j.ptsp.2018.07.005.
6. Coburn SL, Barton CJ, Filbay SR, Hart HF, Rathleff MS, Crossley KM. Quality of life in individuals with patellofemoral pain: A systematic review including meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2018;33:96-108. doi:10.1016/j.ptsp.2018.06.006.
7. Powers CM, Witvrouw E, Davis IS, Crossley KM. 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;51(54):1713-1723. doi:10.1136/bjsports-2017-098717.
8. Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV. Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Man Ther*. 2015;20(1):189-193. doi:10.1016/j.math.2014.08.013.
9. Rojhani Shirazi Z, Biabani Moghaddam M, Motealleh A. Comparative evaluation of core muscle recruitment pattern in response to sudden external perturbations in patients with patellofemoral pain syndrome and healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014;95(7):1383-1389. doi:10.1016/j.apmr.2014.01.025.
10. Graci V, Salsich GB. Trunk and lower extremity segment kinematics and their relationship to pain following movement instruction during a single-leg squat in

- females with dynamic knee valgus and patellofemoral pain. *J Sci Med Sport*. 2015;18(3):343-347. doi:10.1016/j.jsams.2014.04.011.
11. Biabanimoghadam M, Motealleh A, Cowan SM. Core muscle recruitment pattern during voluntary heel raises is different between patients with patellofemoral pain and healthy individuals. *Knee*. 2016;23(3):382-386. doi:10.1016/j.knee.2016.01.008.
 12. Emami M, Mohseni Bandpei MA, Rahmani N, Biglarian A, Taghipour M. Association between trunk muscles characteristics with lower limb injuries: A systematic review. *Phys Ther Sport*. 2018;32:301-307. doi:10.1016/j.ptsp.2018.04.013.
 13. Blaiser C De, Roosen P, Willems T, et al. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Phys Ther Sport*. 2018;30:48-56. doi:10.1016/j.ptsp.2017.08.076.
 14. O'Brien TD, Reeves ND, Baltzopoulos V, Jones DA, Maganaris CN. Strong relationships exist between muscle volume, joint power and whole-body external mechanical power in adults and children. *Exp Physiol*. 2009;94(6):731-738. doi:10.1113/expphysiol.2008.045062.
 15. Strasser EM, Draskovits T, Praschak M, Quittan M, Graf A. Association between ultrasound measurements of muscle thickness, pennation angle, echogenicity and skeletal muscle strength in the elderly. *Age (Omaha)*. 2013;35(6):2377-2388. doi:10.1007/s11357-013-9517-z.
 16. Lack S, Anthony L, Noake J, Brennan K, Zhang B, Morrissey D. Medial and Lateral Patellofemoral Joint Retinaculum Thickness in People With Patellofemoral Pain: A Case-Control Study. *J Ultrasound Med*. 2018.

doi:10.1002/jum.14828.

17. Critchley DJ, Pierson Z, Battersby G. Effect of pilates mat exercises and conventional exercise programmes on transversus abdominis and obliquus internus abdominis activity: Pilot randomised trial. *Man Ther.* 2011;16(2):183-189. doi:10.1016/j.math.2010.10.007.
18. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. *New York Routledge.* 1988;2.
19. Briani RV, de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, Ferreira AS, Ferrari D, de Azevedo FM. Delayed onset of electromyographic activity of the vastus medialis relative to the vastus lateralis may be related to physical activity levels in females with patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016;26(1):137-142. doi:10.1016/j.jelekin.2015.10.012.
20. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome. *Br J Sports Med.* 2016;50(14):839-843. doi:10.1136/bjsports-2016-096268.
21. Briani RV, Pazzinatto MF, Waiteman MC, de Oliveira Silva D, de Azevedo FM. Association between increase in vertical ground reaction force loading rate and pain level in women with patellofemoral pain after a patellofemoral joint loading protocol. *Knee.* 2018;25(3):398-405. doi:10.1016/j.knee.2018.03.009.
22. Crossley KM, Bennell KL, Cowan SM, Green S. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(5):815-822. doi:10.1016/S0003-9993(03)00613-0.

23. Oliveira CB, Negrão Filho RF, Franco MR, Morelhão PK, Araujo AC, Pinto RZ. Psychometric Properties of the Deep Muscle Contraction Scale for Assessment of the Drawing-in Maneuver in Patients With Chronic Nonspecific Low Back Pain. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2017;47(6):432-441. doi:10.2519/jospt.2017.7140.
24. Wilson A, Hides JA, Blizzard L, et al. Measuring ultrasound images of abdominal and lumbar multifidus muscles in older adults: A reliability study. *Man Ther.* 2016;23:114-119. doi:10.1016/j.math.2016.01.004.
25. Kiesel KB, Uhl TL, Underwood FB, Rodd DW, Nitz AJ. Measurement of lumbar multifidus muscle contraction with rehabilitative ultrasound imaging. *Man Ther.* 2007;12(2):161-166. doi:10.1016/j.math.2006.06.011.
26. Rho M, Spitznagle T, Dillen L Van, Maheswari V, Oza S, Prather H. Gender Differences on Ultrasound Imaging of Lateral Abdominal Muscle Thickness in Asymptomatic Adults : A Pilot Study. *Phys Med Rehabil.* 2013;5:374-380. doi:10.1016/j.pmrj.2013.03.003.
27. Hodges PW, Pengel LHM, Herbert RD, Gandevia SC. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle and Nerve.* 2003;27(6):682-692. doi:10.1002/mus.10375.
28. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res.* 2005;19(1):231-240. doi:10.1519/15184.1.
29. Waiteman MC, Briani RV, Pazzinatto MF, et al. Relationship between knee abduction moment with patellofemoral joint reaction force, stress and self-reported pain during stair descent in women with patellofemoral pain. *Clin Biomech.* 2018;59:110-116. doi:10.1016/j.clinbiomech.2018.09.012.

30. Cowan SM, Crossley KM, Bennell KL. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *Br J Sports Med.* 2009;43(1):584-588. doi:10.1136/bjsm.2008.053553.
31. Schwane BG, Goerger BM, Goto S, Blackburn JT, Aguilar AJ, Padua DA. Trunk and lower extremity kinematics during stair descent in women with or without patellofemoral pain. *J Athl Train.* 2015;50(7):704-712. doi:10.4085/1062-6050-49.3.100.
32. Teng H-L, Powers CM. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(10):785-792. doi:10.2519/jospt.2014.5249.
33. Hodges PW, Richardson C. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther.* 1997;77(2):132-142.
34. Myśliwiec A, Kuszewski M, Saulicz E, et al. Assessment of transverse abdominal muscle symmetry by ultrasonography. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2014;16(4):427-434. doi:10.5604/15093492.1119620.
35. Ferrari D, Briani RV, de Oliveira Silva D, et al. Higher pain level and lower functional capacity are associated with the number of altered kinematics in women with patellofemoral pain. *Gait Posture.* 2018;60:268-272. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.07.034.
36. Baldon R de M, Lobato DFM, Carvalho LP, Wun PYL, Santiago PRP, Serrão F V. Effect of functional stabilization training on lower limb biomechanics in women. *Med Sci Sport Exerc.* 2012;44(1):135-145. doi:10.1097/01.jsm.0000432852.00391.de.

37. Baldon R de M, Serrão FV, Scattone Silva R, Piva SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(4):240-251. doi:10.2519/jospt.2014.4940.
38. Rabelo ND do A, Costa LOP, Lima BM De, et al. Adding motor control training to muscle strengthening did not substantially improve the effects on clinical or kinematic outcomes in women with patellofemoral pain: A randomised controlled trial. *Gait Posture.* 2017;58(18):280-286. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.08.018.

3.2. Estudo 4: A resistência muscular do tronco está reduzida e associada à função objetiva de indivíduos com PFP.

Este estudo original está em fase final de revisão e será submetido no periódico *Musculoskeletal Science and Practice* (Fator de impacto 2019 = 1,91). Ele foi desenvolvido em colaboração do o Dr. David Bazett-Jones da *University of Toledo*.

3.2.1 Introdução

A dor femoropatelar (DFP) é uma desordem musculoesquelética comum que afeta até 22,7% da população geral anualmente¹. A DFP é caracterizada por dor difusa na região anterior joelho agravada por atividades que sobrecarregam a articulação femoropatelar, como subir e descer escadas, saltos e aterrissagem². Indivíduos com DFP reportam redução da função, nível de atividade física e qualidade de vida³⁻⁵. Além dos sintomas de longa duração⁶, a DFP pode evoluir para osteoartrite femoropatelar⁷.

A DFP é uma desordem musculoesquelética multifatorial que envolve fatores locais, distais e proximais⁸. Em relação aos fatores proximais, a função muscular do tronco tem sido cada vez mais estudada⁹⁻¹¹. A redução da espessura e da força máxima¹⁰ dos músculos do tronco⁹ foram reportadas em indivíduos com DFP e parecem estar associadas com a dor⁹ e a função auto reportada¹¹, respectivamente. Outro aspecto da função muscular do tronco é a sua resistência (i.e., *endurance*), a qual é uma componente importante da estabilidade do core¹². A redução da resistência muscular do tronco parece estar associada a lesões dos membros inferiores^{13,14}, porém permanece pouco estudada em indivíduos com DFP. Ao nosso conhecimento, apenas um estudo investigou a resistência muscular do tronco em indivíduos com DFP¹⁵, reportando uma redução de

14% da resistência muscular posterior de tronco em indivíduos com DFP em comparação com indivíduos sem dor. No entanto, este estudo não investigou a resistência muscular anterior e lateral de tronco, e apenas mulheres com DFP foram incluídas. Evidências sugerem que a resistência muscular do tronco pode ser mais afetada em mulheres do que em homens¹⁶. Dessa forma, mais pesquisas são necessárias para entender o papel da resistência muscular do tronco em uma grande coorte de mulheres e homens com DFP.

Estudos reportaram que a resistência muscular do tronco está associada ao desempenho de muitos testes atléticos¹⁷⁻¹⁹. Burnham et al²⁰ também reportaram associação entre a resistência muscular do tronco e o desempenho durante a tarefa de *step-down* em indivíduos saudáveis. O *single leg hop test* (SLHT) e o *forward step-down test* (FSDT) são testes funcionais comumente utilizados na avaliação de indivíduos com DFP, pois impõem um desafio significativo a indivíduos com DFP uma vez que simulam tarefas de salto e descida de escadas^{3,21,22}. Visto que o desempenho nesses testes pode depender de adequada resistência muscular do tronco^{17,18,20}, investigar sua associação pode fornecer informações sobre porque indivíduos com DFP têm um desempenho ruim nestes testes³.

Os objetivos deste estudo foram: (i) comparar a resistência muscular anterior e lateral do tronco entre indivíduos com e sem DFP; (ii) investigar a associação entre a resistência muscular anterior e lateral do tronco com o desempenho no SLHT e FSDT em indivíduos com DFP. Nossas hipóteses foram que indivíduos com DFP apresentariam redução da resistência muscular do tronco em comparação com indivíduos sem dor, e que haveria associação positiva entre a resistência muscular do tronco e o desempenho no SLHT e FSDT.

3.2.2 Métodos

3.2.2.1 Participantes

Uma coorte de 228 participantes foi incluída neste estudo e dividida em 2 grupos: grupo DFP (n = 148; mulheres= 110 e homens = 38) e grupo sem dor (n = 80; mulheres= 61 e homens = 19. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Estadual Paulista (número de aprovação: 1.484.129) e, antes da coleta de dados, todos os participantes forneceram consentimento informado por escrito.

3.2.2.2 Critérios de elegibilidade

Os critérios de elegibilidade foram baseados em recomendações do consenso internacional sobre o exame clínico de DFP². Os critérios de inclusão foram os seguintes: (1) sintomas de DFP durante pelo menos duas das seguintes atividades: subida ou descida de escadas, agachamento, permanecer sentado por tempo prolongado, corrida ou salto; (2) pior nível de dor no joelho no mês anterior de pelo menos 30 mm em uma escala visual analógica de dor (EVA) de 0-100mm; (3) sintomas de início insidioso por pelo menos 4 mês. Para serem incluídos no grupo sem dor, os participantes não poderiam ter sinais ou sintomas de DFP ou outras condições musculoesqueléticas. Os seguintes critérios de exclusão foram avaliados ambos os grupos: (1) sinais ou sintomas de qualquer outra disfunção do joelho, quadril ou coluna; (2) histórico de cirurgia em qualquer articulação do membro inferior; (3) histórico de subluxação patelar ou evidência clínica de lesão meniscal; (4) instabilidade ligamentar; (5) osteoartrite sintomática em qualquer articulação do membro inferior; e (6) distúrbios do tendão patelar. Aqueles que foram submetidos a cirurgia no joelho ou coluna, ou receberam esteroides orais, tratamento de opiáceos, acupuntura ou fisioterapia durante os 6 meses anteriores também foram excluídos do estudo.

3.2.2.2 Procedimentos

Foram obtidos dados demográficos (idade, massa corporal e altura) e medidas auto reportadas, incluindo o pior nível de dor no joelho durante o mês anterior, duração dos sintomas, função subjetiva e nível de atividade física para todos os participantes. A dor auto reportada durante o mês anterior foi avaliada utilizando uma EVA de 0-100mm²³. A função auto reportada e o nível de atividade física foram avaliados de acordo com a *anterior knee pain scale* (AKPS)²³ e o Questionário de Atividade Física Habitual de Baecke²³, respectivamente.

A resistência muscular anterior do tronco foi avaliada utilizando o teste de prancha anterior²⁴ (Figura 7). Para a realização do teste, os participantes foram posicionados em um tapete de exercício, em posição prona, apoiado nos seus antebraços e pés, com os ombros e cotovelos flexionados a 90°, com os braços separados na largura dos ombros e ambos os pés colocados na largura do quadril. Os participantes foram instruídos a levantar a pelve do chão, mantendo ombros, quadris e

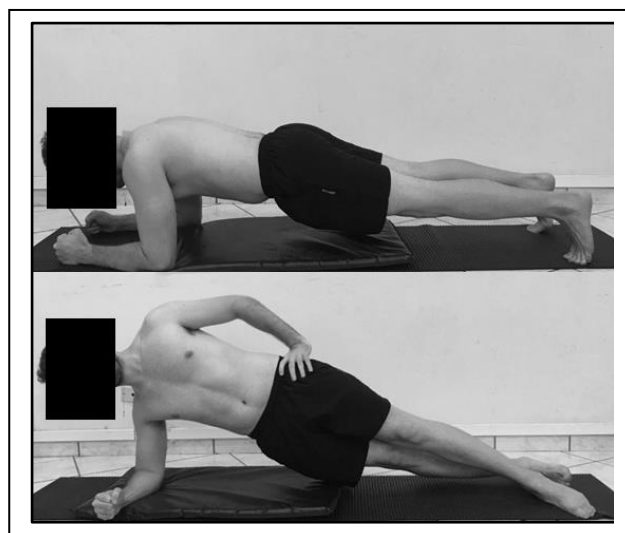


Figura 7 – Teste de prancha anterior e lateral.

tornozelos em linha reta e a manter essa posição estática o máximo possível²⁵. A resistência muscular lateral do tronco foi avaliada utilizando o teste da prancha lateral²⁵ (Figura 7). Para a realização do teste, os participantes foram posicionados em decúbito lateral, com os quadris a 0° de flexão e as pernas estendidas. O braço de apoio foi colocado verticalmente de modo que o cotovelo estava diretamente abaixo do ombro, e o braço contralateral foi colocado ao longo do corpo. O pé do membro que estava posicionado superiormente, foi colocado na frente do pé do membro que estava em contato com o

tapete. Os participantes foram instruídos a levantar os quadris do tapete e manter a posição estática o máximo possível²⁵. Ambos os lados foram avaliados para a resistência dos músculos laterais do tronco. Foi realizado um único teste para cada posição, com intervalo de descanso de 2 minutos entre as posições. A duração (em segundos) que o participante manteve a posição de teste foi utilizada para análise estatística. A confiabilidade desses testes foi reportada como excelente, com um coeficiente de correlação intraclass (ICC) variando de 0,91 a 0,96 e um erro padrão da medida (EPM) variando de 4,79 a 5,46 segundos²⁵.

O desempenho durante o SLHT e FSDT foram obtidos do membro sintomático (sintomas unilaterais) ou do membro mais sintomático (sintomas bilaterais) dos participantes com DFP. Antes dos testes, três tentativas de familiarização foram realizadas para minimizar os efeitos de aprendizagem.

Para realizar o SLHT, os participantes se posicionaram em apoio unipodal, com os braços cruzados nas costas e a posição do calcanhar marcada no chão (Figura 4). Os participantes foram instruídos a saltar o mais distante possível e aterrissar com o mesmo membro^{3,21}. A distância em cm foi registrada com uma fita métrica fixada ao chão e a média de 3 tentativas válidas foi considerada para análise estatística. Uma tentativa foi considerada válida se o participante mantivesse o equilíbrio durante a aterrissagem, sem mover o pé e sem mover os braços para outra posição, até que o avaliador marcasse a posição do calcanhar onde o participante aterrissou. Se uma repetição fosse inválida, os participantes eram instruídos a repetir a tentativa^{3,21}. Para realizar o FSDT, os participantes ficaram sobre um degrau apoiados em ambos os pés e com as mãos na cintura (Figura 3). A altura do degrau foi ajustada para cada participante alcançar 60° de flexão do joelho durante o teste²⁶. Os participantes foram instruídos a levar o calcanhar do membro não avaliado até encostar no chão, mantendo o membro testado no degrau e,

em seguida, retornar à posição inicial^{3,22}. Os participantes foram instruídos a realizar o maior número possível de repetições em um período de 30 segundos. O número de repetições durante uma tentativa foi considerado para a análise estatística e as repetições inválidas não foram incluídas na contagem final. Uma repetição foi considerada inválida quando o participante não tocou o calcanhar no chão, perdeu o equilíbrio ou mudou a posição das mãos^{3,22}. A confiabilidade desses testes foi reportada como excelente, com um ICC variando de 0,94 a 0,96 e um EPM variando de 0,53 a 4,56^{21,22}.

3.2.2.3 Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas utilizando o *Statistical Software for Social Sciences* (IBM Corp. Released 2015. IBM SPSS Statistics for Windows, Versão 23.0. Armonk, NY: IBM Corp.) com um nível de significância de $p \leq 0,05$. A normalidade foi avaliada para todas as variáveis foram encontradas estar normalmente distribuídas com base no teste de Shapiro-Wilk. As características dos participantes foram comparadas entre os grupos por meio de testes t independentes. A resistência muscular anterior e lateral do tronco foi comparada entre os grupos utilizando uma análise de covariância (ANCOVA) ajustada por sexo, índice de massa corporal (IMC) e nível de atividade física, pois estas covariáveis podem influenciar a resistência muscular do tronco^{4,16,27,28}. Diferenças médias [intervalos de confiança de 95% (IC)] e tamanhos de efeito (d de Cohen [IC 95%]) também foram calculados. As diretrizes para a interpretação do d foram: 0 a 0,40 pequeno efeito, 0,41 a 0,70 efeito moderado, $\geq 0,71$ efeito grande²⁹. Coeficientes de correlação parcial de Pearson foram calculados para investigar a associação da resistência muscular anterior e lateral do tronco com o desempenho no SLHT e FSDT no grupo DFP. Todas as análises de correlação também foram ajustadas pelo sexo, IMC e nível de atividade física^{4,16,27,28}. A classificação de correlação foi

interpretada como pequena ($<0,2$), moderada ($<0,5$), grande ($<0,8$) e muito grande ($<1,0$)²⁹.

3.2.3 Resultados

A média e desvio padrão (DP) das características demográficas e medidas auto reportadas dos participantes estão apresentadas na Tabela 17. Não foram encontradas diferenças significativas para idade e altura entre os grupos ($p > 0,05$); no entanto, foram encontradas diferenças significativas para a massa corporal ($p < 0,01$) e o IMC ($p < 0,01$).

Tabela 17. Características dos participantes.

Variáveis	Grupo DFP Média (DP)	Grupo sem dor Média (DP)	p-valor
<i>Demográficas</i>			
Idade (anos)	23,26 (4,05)	22,38 (2,96)	0,09
Altura (cm)	166,43 (8,15)	164,89 (9,57)	0,20
Massa corporal (kg)	68,44 (14,59)	62,25 (13,41)	$< 0,01$
IMC (kg/m^2)	24,64 (4,48)	22,75 (3,59)	$< 0,01$
<i>Medidas auto reportadas</i>			
Função auto reportada (AKPS)	76,37 (11,75)	98,59 (2,63)	NA
Nível de atividade física (Baecke's score)	8,16 (1,71)	7,92 (1,20)	NA
Pior nível de dor no último mês (mm)	50,14 (21,15)	NA	NA
Duração dos sintomas (meses)	53,10 (49,48)	NA	NA

Abreviaturas: DFP - dor femoropatelar; DP - desvio padrão; IMC - índice de massa corporal; AKPS – *anterior*

knee pain scale; NA – Não aplicável.

Indivíduos com DFP apresentaram menor resistência anterior do tronco em comparação com indivíduos sem dor ($p < 0,01$; $d = -0,62$) (Tabela 18). Os indivíduos com DFP também apresentaram menor resistência lateral tronco em comparação com indivíduos sem dor; o que ocorreu independentemente do lado ($p < 0,01$; $d = -0,55$ a $-0,56$). As médias (DP), diferenças médias e tamanhos de efeito não ajustados da resistência dos músculos anteriores e laterais do tronco estão apresentados na Tabela 19.

Tabela 18. Média ajustada (DP) da resistência anterior e lateral do tronco.

Variáveis	Grupo DFP Média (DP)	Grupo sem dor Média (DP)	Diferença média (IC 95%)	Tamanho do efeito (IC 95%)	Valor F	p-valor
Resistência anterior do tronco (s)	57,35 (32,59)	77,45 (32,84)	-20,10 (-29,17; -11,04)	-0,62 (-0,89; -0,34)	19,11	< 0,01
Resistência lateral do tronco (s) ^a	33,95 (18,99)	44,35 (19,13)	-10,41 (-15,69; -5,13)	-0,55 (-0,82; -0,27)	15,10	< 0,01
Resistência lateral do tronco (s) ^b	33,04 (18,37)	43,40 (18,51)	-10,36 (-15,47; -5,25)	-0,56 (-0,84; -0,29)	15,97	< 0,01

Abreviaturas: DFP - dor femoropatelar; DP - desvio padrão. ^a lado do joelho sintomático ou mais sintomático para o grupo DFP/lado dominante para o grupo sem dor.

^b lado do joelho assintomático ou menos sintomático para o grupo DFP/ lado não dominante para o grupo sem dor.

Tabela 19. Médias (DP), diferenças médias e tamanhos de efeito não ajustados da resistência anterior e lateral do tronco.

Variáveis	Grupo DFP Média (DP)	Grupo sem dor Média (DP)	Diferença média (IC 95%)	Tamanho do efeito (IC 95%)
Resistência anterior do tronco (s)	57.17 (40.11)	77.79 (39.00)	-20.62 (-38.06; -3.18)	-0.32 (-0.60; -0.05)
Resistência lateral do tronco (s) ^a	33.71 (20.94)	44.79 (23.44)	-11.08 (-17.05; -5.11)	-0.51 (-0.78; -0.23)
Resistência lateral do tronco (s) ^b	32.93 (19.31)	43.61 (23.56)	-10.68 (-16.39; -4.97)	-0.51 (-0.79; -0.24)

Abreviaturas: DFP - dor femoropatelar; DP - desvio padrão. ^a lado do joelho sintomático ou mais sintomático para o grupo DFP/lado dominante para o grupo sem dor.

^b lado do joelho assintomático ou menos sintomático para o grupo DFP/ lado não dominante para o grupo sem dor.

Para o grupo DFP, a resistência anterior do tronco foi positivamente e moderadamente associada ao desempenho no SLHT ($r = 0,39$; $p < 0,01$) e no FSDT ($r = 0,33$; $p < 0,01$) (Tabela 20). A resistência lateral do tronco também foi positivamente e moderadamente associada ao desempenho no SLHT ($r = 0,33$ a $0,37$; $p < 0,01$), independentemente do lado. A resistência lateral do tronco no lado do joelho assintomático ou menos sintomático foi positivamente e moderadamente associada ao desempenho no FSDT ($r = 0,23$; $p < 0,01$), enquanto a resistência lateral de tronco no lado do joelho sintomático ou mais sintomático não foi associada ao desempenho no FSDT ($r = 0,14$; $p = 0,08$).

Tabela 20. Coeficientes de correlação parcial de Pearson (r) entre a resistência anterior e lateral de tronco com o desempenho no SLHT e FSDT.

Variáveis	Resistência anterior de tronco		Resistência lateral de tronco ^a		Resistência lateral de tronco ^b	
	R	P	R	P	R	P
SLHT ^a	0,39	< 0,01	0,33	< 0,01	0,37	< 0,01
FSDT	0,33	< 0,01	0,14	0,08	0,23	< 0,01

Abreviaturas: SLHT – *single leg hop test*; FSDT – *forward step-down test*. ^a lado do joelho sintomático ou mais sintomático para o grupo DFP. ^b lado do joelho assintomático ou menos sintomático para o grupo DFP.

3.2.4 Discussão

Os objetivos desse estudo foram investigar se indivíduos com DFP apresentam redução na resistência muscular anterior e lateral de tronco e se isto estaria relacionado com o desempenho nos testes funcionais SLHT e FSDT. Nossos achados confirmaram as nossas hipóteses uma vez que indivíduos com DFP apresentaram

menor resistência muscular anterior e lateral de tronco comparado à indivíduos saudáveis, o que foi positivamente relacionado com o desempenho no SLHT e FSDT.

A redução da resistência muscular anterior e lateral do tronco em indivíduos com DFP encontrada em nosso estudo corrobora com estudos anteriores que sugerem associação entre a resistência muscular do tronco e desordens de joelho^{13,14}. Os nossos achados também corroboram com estudos anteriores que reportaram redução da espessura⁹, recrutamento³⁰, e força¹⁰ muscular do tronco de indivíduos com DFP. Ensaaios clínicos prévios reportaram que programas de treinamento para os músculos do tronco levaram ao a melhora da dor, função e resistência muscular de tronco em indivíduos com DFP^{31,32}. Além disso, um estudo recente reportou que indivíduos com DFP com maior dor e menor resistência muscular anterior de tronco eram mais propensos a terem melhor desfecho após um programa de fortalecimento do quadril e tronco³³. No entanto, Baldon et al.³⁴ reportaram que a resistência muscular de tronco não parece mediar a melhora dos desfechos cinemáticos em indivíduos com DFP após um programa de intervenção. Portanto, intervenções direcionadas a melhora da resistência muscular de tronco parecem ser importantes no contexto da DFP, porém não estão necessariamente associadas a mudanças biomecânicas.

Nós encontramos que a resistência muscular anterior e lateral de tronco está relacionada ao desempenho no SLHT em indivíduos com DFP. Nossos achados estão de acordo com Nesser et al.¹⁸ que reportaram associação moderada entre a resistência muscular do tronco e o desempenho no salto vertical em uma população atlética saudável. Além disso, ensaios clínicos prévios reportaram que o treinamento da estabilidade do tronco, incluindo exercícios de resistência, parece melhorar o desempenho em tarefas de salto³⁵⁻³⁷. É proposto que a resistência muscular do tronco, como um dos componentes da estabilidade do tronco, otimize o desempenho no salto uma vez que ele assegura uma

base estável a partir da qual os membros inferiores podem melhorar a produção de força e potência^{35,36}. Além disso, a estabilidade do tronco contribui para a manutenção do controle e equilíbrio contra as forças de reação solo de grande magnitude geradas durante a aterrissagem³⁸.

Nós também encontramos que a resistência muscular anterior e lateral do tronco está relacionada ao desempenho no FSDT em indivíduos com DFP. Nossos achados são consistentes com os de Burnham et al.²⁰ que encontraram associação positiva entre a resistência anterior e lateral do tronco e o desempenho no FSDT em indivíduos saudáveis. Os mesmos autores também reportaram que a resistência anterior do tronco foi capaz de prever o desempenho no FSDT²⁰. O FSDT requer contração isométrica dos músculos do tronco afim de estabilizar a porção superior do corpo e permitir movimentos controlados dos membros inferiores¹⁷. Dessa forma, o comprometimento da resistência muscular anterior e lateral de tronco pode prejudicar a estabilização do tronco e o desempenho durante o FSDT. Portanto, ao considerarmos em conjunto os achados desse e de estudos prévios^{20,33,34}, indivíduos com DFP parecem ter redução da resistência muscular de tronco, o que é modificável por intervenções, mas parece estar mais relacionado ao desempenho de em testes funcionais do que a alterações biomecânicas em si.

O presente estudo apresenta algumas limitações que devem ser reconhecidas. O motivo pelo qual os participantes pararam os testes de prancha anterior e lateral não foi obtido. Apesar de acreditarmos que o principal motivo foi fadiga muscular, não é possível determinar se algum participante parou devido a outro motivo como dor no ombro. O número de participantes do sexo masculino é consideravelmente menor do que do sexo feminino. Uma vez que a DFP é 2,3 vezes mais comum em mulheres³⁹, incluir um elevado número de participantes do sexo masculino com DFP é de difícil execução. Por fim, a

força máxima anterior e lateral de tronco não foi investigada nesse estudo, o que impede determinar se a força muscular do tronco também está associada ao desempenho de indivíduos com DFP em testes funcionais.

3.2.5 Conclusão

Indivíduos com DFP apresentaram menor resistência muscular anterior e lateral de tronco comparado à indivíduos saudáveis, o que foi positivamente relacionado com o desempenho no SLHT e FSDT. Esses achados sugerem como a melhora na resistência de tronco pode contribuir no contexto da DFP.

3.2.6 Referências

1. Smith B, Selfe J, Thacker D, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018;13(1):e0190892. doi:10.1371/journal.pone.0190892
2. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):839-843. doi:10.1136/bjsports-2016-096268
3. Priore LB, Azevedo FM, Pazzinatto MF, et al. Influence of kinesiphobia and pain catastrophism on objective function in women with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2019;35:116-121. doi:10.1016/j.ptsp.2018.11.013
4. Glaviano NR, Baellow A, Saliba S. Physical activity levels in individuals with and without patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2017;27:12-16. doi:10.1016/j.ptsp.2017.07.002
5. Coburn SL, Barton CJ, Filbay SR, Hart HF, Rathleff MS, Crossley KM. Quality

- of life in individuals with patellofemoral pain: A systematic review including meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2018;33:96-108. doi:10.1016/j.pts.2018.06.006
6. Lankhorst NE, van Middelkoop M, Crossley KM, et al. Factors that predict a poor outcome 5–8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):881-886. doi:10.1136/bjsports-2015-094664
 7. Collins NJ, Oei EHG, de Kanter JL, Vicenzino B, Crossley KM. Prevalence of Radiographic and Magnetic Resonance Imaging Features of Patellofemoral Osteoarthritis in Young and Middle-Aged Adults With Persistent Patellofemoral Pain. *Arthritis Care Res*. 2019;71(8):1068-1073. doi:10.1002/acr.23726
 8. Powers CM, Witvrouw E, Davis IS, Crossley KM. 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;51(54):1713-1723. doi:10.1136/bjsports-2017-098717
 9. Briani RV, Waiteman MC, de Albuquerque CE, et al. Lower Trunk Muscle Thickness Is Associated With Pain in Women With Patellofemoral Pain. *J Ultrasound Med*. 2019;38(10):2685-2693. doi:10.1002/jum.14973
 10. Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV. Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Man Ther*. 2015;20(1):189-193. doi:10.1016/j.math.2014.08.013
 11. Almeida GPL, Carvalho e Silva AP de MC, França FJR, Magalhães MO, Burke TN, Marques AP. Does anterior knee pain severity and function relate to the frontal plane projection angle and trunk and hip strength in women with patellofemoral pain? *J Bodyw Mov Ther*. 2015;19(3):558-564. doi:10.1016/j.jbmt.2015.01.004

12. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KAPM. The importance of sensory-motor control in providing core stability: Implications for measurement and training. *Sport Med.* 2008;38(11):893-916. doi:10.2165/00007256-200838110-00002
13. Emami M, Mohseni Bandpei MA, Rahmani N, Biglarian A, Taghipour M. Association between trunk muscles characteristics with lower limb injuries: A systematic review. *Phys Ther Sport.* 2018;32:301-307. doi:10.1016/j.ptsp.2018.04.013
14. De Blaiser C, Roosen P, Willems T, Danneels L, Bossche L Vanden, De Ridder R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Phys Ther Sport.* 2018;30:48-56. doi:10.1016/j.ptsp.2017.08.076
15. Van Cant J, Pitance L, Feipel V. Hip abductor, trunk extensor and ankle plantar flexor endurance in females with and without patellofemoral pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2017;30(2):299-307. doi:10.3233/BMR-150505
16. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IMC. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(6):926-934.
17. Okada T, Huxel KC, Nesser TW. Relationship between core stability, functional movement, and performance. *J Strength Cond Res.* 2011;25(1):252-261.
18. Nesser TW, Huxel KC, Tincher JL, Okada T. The relationship between core stability and performance in division I football players. *J Strength Cond Res.* 2008;22(6):1750-1754.
19. Imai A, Kaneoka K. The relationship between trunk endurance plank tests and athletic performance tests in adolescent soccer players. *Int J Sports Phys Ther.* 2016;11(5):718-724.

20. Burnham JM, Yonz MC, Robertson KE, et al. Relationship of hip and trunk muscle function with single leg step-down performance: Implications for return to play screening and rehabilitation. *Phys Ther Sport*. 2016;22:66-73.
21. Bolgla LA, Keskula DR. Reliability of lower extremity functional performance tests. *J Orthop Sport Phys Ther*. 1997;26(3):138-142.
22. Loudon JK, Wiesner D, Goist-Foley HL, Asjes C, Loudon KL. Intrarater Reliability of Functional Performance Tests for Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. *J Athl Train*. 2002;37(3):256-261.
23. Crossley KM, Bennell KL, Cowan SM, Green S. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(5):815-822. doi:10.1016/S0003-9993(03)00613-0
24. Baecke JAH, Burema J, Frijters JER. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr*. 1982;36(5):936-942.
25. De Oliveira IO, Pilz B, Santos RLG, Vasconcelos RA, Mello W, Grossi DB. Reference values and reliability for lumbopelvic strength and endurance in asymptomatic subjects. *Brazilian J Phys Ther*. 2018;22(1):33-41.
26. Park K-M, Cynn H-S, Choung S-D. Musculoskeletal predictors of movement quality for the forward step-down test in asymptomatic women. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2013;43(7):504-510. doi:10.2519/jospt.2013.4073
27. Ferreira AS, Mentiplay BF, Taborda B, Pazzinatto MF, de Azevedo FM, de Oliveira Silva D. Overweight and obesity in young adults with patellofemoral pain: Impact on functional capacity and strength. *J Sport Heal Sci*. 2021;00:1-10.
28. Ledoux É, Dubois JD, Descarreaux M. Physical and psychosocial predictors of functional trunk capacity in older adults with and without low back pain. *J*

- Manipulative Physiol Ther.* 2012;35(5):338-345.
29. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. *New York Routledge.* 1988;2.
 30. Rojhani Shirazi Z, Biabani Moghaddam M, Motealleh A. Comparative evaluation of core muscle recruitment pattern in response to sudden external perturbations in patients with patellofemoral pain syndrome and healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014;95(7):1383-1389. doi:10.1016/j.apmr.2014.01.025
 31. Ferber R, Bolgla L, Earl-Boehm JE, Emery C, Hamstra-Wright K. Strengthening of the Hip and Core Versus Knee Muscles for the Treatment of Patellofemoral Pain: A Multicenter, Randomized Controlled Trial. *J Athl Train.* 2014;50(4):366-377. doi:10.4085/1062-6050-49.3.70
 32. Baldon R de M, Lobato DFM, Carvalho LP, Wun PYL, Santiago PRP, Serrão F V. Effect of functional stabilization training on lower limb biomechanics in women. *Med Sci Sport Exerc.* 2012;44(1):135-145. doi:10.1097/01.jsm.0000432852.00391.de
 33. Earl-Boehm JE, Bolgla LA, Emory C, Hamstra-Wright KL, Tarima S, Ferber R. Treatment success of hip and core or knee strengthening for patellofemoral pain: Development of clinical prediction rules. *J Athl Train.* 2018;53(6):545-552. doi:10.4085/1062-6050-510-16
 34. Baldon R de M, Piva SR, Scattone Silva R, Serrão FV. Evaluating eccentric hip torque and trunk endurance as mediators of changes in lower limb and trunk kinematics in response to functional stabilization training in women with patellofemoral pain. *Am J Sports Med.* 2015;43(6):1485-1493. doi:10.1177/0363546515574690
 35. Mills JD, Taunton JE, Mills WA. The effect of a 10-week training regimen on

- lumbo-pelvic stability and athletic performance in female athletes: A randomized-controlled trial. *Phys Ther Sport*. 2005;6(2):60-66.
36. Butcher SJ, Craven BR, Chilibeck PD, Spink KS, Grona SL, Sprigings EJ. The effect of trunk stability training on vertical takeoff velocity. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007;37(5):223-231.
 37. Baldon R de M, Serrão FV, Scattone Silva R, Piva SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2014;44(4):240-251. doi:10.2519/jospt.2014.4940
 38. Imai A, Kaneoka K, Okubo Y, Shiraki H. Effects of two types of trunk exercises on balance and athletic performance in youth soccer players. *Int J Sports Phys Ther*. 2014;9(1):47-57.
 39. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(5):725-730. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x

CAPÍTULO 4 – EXACERBAÇÃO DA DOR FEMOROPATELAR

4.1. Estudo 5: Influência da exacerbação da dor femoropatelar na cinemática do tronco e mecânica do membro inferior durante a subida e descida de escada

Este estudo original foi publicado no periódico científico *Gait and Posture* (Fator de impacto 2019 = 2,34) com a colaboração do pesquisador Jordan Cannon da *University of Southern California*.



Full length article

Influence of the exacerbation of patellofemoral pain on trunk kinematics and lower limb mechanics during stair negotiation

Ronaldo Valdir Briani^{a,*}, Jordan Cannon^b, Marina Cabral Waiteman^a,
Rúben de Faria Negrão Filho^a, Fernando Henrique Magalhães^{a,c}, Fábio Mícolis de Azevedo^a

4.1.1 Introdução

A dor femoropatelar (DFP) é um distúrbio musculoesquelético comum que afeta 22,7% da população em geral anualmente, sendo mulheres duas vezes mais propensas a desenvolver DFP do que os homens¹. A DFP é caracterizada por dor difusa anterior no joelho, exacerbada por atividades como agachar, correr, subir escadas e descer². Pessoas com DFP geralmente reportam níveis reduzidos de atividade física³, bem como capacidade funcional diminuída⁴, e qualidade de vida⁵.

Lankhorst et al.⁶ reportaram que 57% das pessoas com DFP podem sentir dor persistente por até 5-8 anos. Em um estudo com 250 atletas com diagnóstico de DFP, os sintomas permaneceram inalterados ou aumentaram em 50% dos atletas após 5

anos⁷. Dado a longa duração dos sintomas associados a essa condição, pessoas com DFP podem empregar estratégias compensatórias durante atividades funcionais para reduzir os sintomas. Foi reportado que pessoas com DFP apresentam ângulo de flexão do joelho e momento extensor do joelho reduzidos durante a caminhada e a deambulação em escada, possivelmente como uma tentativa de diminuir as forças de reação da articulação femoropatelar^{8,9}.

Embora limitar a flexão do joelho e o momento extensor do joelho possa ajudar a diminuir a exacerbação da DFP, tal comportamento de "evitação do quadríceps" pode levar ao desuso crônico dos extensores de joelho⁸. Consequentemente, a fraqueza e a atrofia do quadríceps podem desenvolver ou piorar; deficiências comumente observadas em pessoas com DFP^{10,11}. A fraqueza do quadríceps também foi identificada como um fator de risco para DFP¹². Esse comportamento compensatório também pode diminuir a capacidade de atenuação da energia mecânica durante tarefas funcionais, contribuindo assim para uma maior taxa da força vertical de reação do solo (TFz)^{9,13}. É importante ressaltar que a TFz é elevada em pessoas com DFP durante a deambulação de escada¹⁴ e aumenta quando a DFP é exacerbada¹⁵. A fim de compensar o comportamento de evitação do quadríceps e o aumento da TFz, as pessoas com DFP podem empregar outras estratégias compensatórias, como diminuir os ângulos de dorsiflexão do tornozelo ou aumentar os ângulos de flexão do tronco e quadril, momentos extensor do quadril e flexor plantar^{8,16}. Ao nosso conhecimento, apenas um estudo prévio reportou que mudanças agudas na dor influenciam a mecânica dos membros inferiores de indivíduos com DFP¹⁷. No entanto, este estudo não incluiu a cinemática do tronco e a tarefa investigada foi a corrida, que pode não ser generalizável para outras tarefas que exacerbam os sintomas de DFP, como a deambulação de escada^{15,18}.

No estudo atual, utilizamos um protocolo de exacerbação da dor previamente estabelecido^{15,18} para investigar a influência da exacerbação dos sintomas de DFP na cinemática do tronco e na mecânica dos membros inferiores durante a deambulação de escada. Nossa hipótese foi de que após a exacerbação da dor, pessoas com DFP exibiriam reduções na flexão de joelho, dorsiflexão de tornozelo e momento extensor de joelho, enquanto que a flexão de tronco e quadril; os momentos extensor de quadril e flexor plantar aumentariam. As informações obtidas neste estudo fornecerão uma visão sobre como a exacerbação da DFP pode influenciar a cinemática do tronco e a mecânica dos membros inferiores.

4.1.2 Métodos

4.1.2.1 Amostra

Cálculos de poder estatístico foram feitos a partir de dados anteriores⁸. Um tamanho amostral mínimo de 29 mulheres com DFP foi indicada para investigar diferenças no momento extensor de joelho com um poder estatístico de 80%, observando uma diferença mínima de 0.28 Nm.kg^{-1} , e um desvio padrão de 0.31 Nm.kg^{-1} , e um nível de significância de 5%. Recrutamos um número maior de participantes para evitar erro do tipo II. Como tal, quarenta e cinco mulheres com DFP participaram deste estudo (Tabela 17). As participantes foram recrutadas por meio de anúncios em universidades locais e plataformas de mídia social. O protocolo do estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Estadual Paulista (número de aprovação: 1.484.129). Antes da coleta de dados, todos as participantes forneceram consentimento informado por escrito.

Tabela 21. Características das participantes.

	Média (DP)
<i>Dados demográficos</i>	
Idade (anos)	23,7 (3,1)
Altura (metros)	1,6 (0,5)
Peso (kg)	63,8 (10,9)
Índice de massa corporal	23,1 (4,1)
<i>Medidas auto-reportadas</i>	
Pior nível de dor no último mês (mm)	51,0 (14,2)
<i>Anterior knee pain scale</i> (0-100)	73,4 (9,4)
Duração dos sintomas (meses)	48,2 (12,7)

As participantes do estudo atenderam aos seguintes critérios de inclusão²: (1) DFP em pelo menos 2 das seguintes atividades: subida ou descida de escadas, agachamento, sentar por um período prolongado, correr e pular; (2) pior nível de dor no joelho no mês anterior de pelo menos 30 mm em uma escala visual analógica de dor (VAS) de 0-100 mm; (3) início insidioso dos sintomas com duração de pelo menos 4 meses. Os critérios de exclusão incluíram história de subluxação patelar, história de cirurgia em qualquer articulação do membro inferior, lesão meniscal, instabilidade ligamentar ou dor referida proveniente da coluna lombar.

4.1.2.2 Instrumentação

A cinemática tridimensional foi obtida usando um sistema de análise de movimento de 9 câmeras (tipo Bonita®B10) (Vicon Motion Systems Inc.; Denver EUA) com frequência de amostragem de 100 Hz. As forças de reação do solo foram coletadas com frequência de

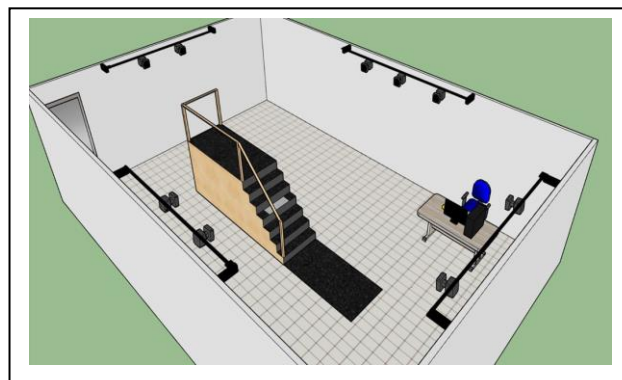


Figura 8 – Escada experimental com a plataforma de força inserida no quarto degrau.

amostragem de 4000 Hz usando uma única plataforma de força embutida no 4º degrau de uma escada (Bertec Corporation, Columbus, OH, model FP4060). A escada consistia em 7 degraus, cada degrau tendo 28 cm de profundidade e 18 cm de altura, com uma passarela de 2 m na frente e no topo (Figura 8).

4.1.2.3 Procedimentos

Antes da coleta de dados, a dor auto reportada foi avaliada usando a EVA de 0-100 mm, onde o lado esquerdo extremo representava ausência de dor (0 mm) e o lado direito extremo representava a pior dor imaginável (100 mm). As participantes foram solicitadas a desenhar uma linha perpendicular na escala na posição que indicava seu nível atual de dor. O membro sintomático (sintomas unilaterais) ou o mais sintomático (sintomas bilaterais) de cada participante foi selecionado para a coleta de dados.

Os dados cinemáticos e cinéticos foram obtidos durante a tarefa de subida e descida de escada. Marcadores retrorrefletivos (9,5 mm) foram posicionados de acordo com Ferrari et al.⁴ (Figura 9), o qual tem excelente confiabilidade teste-reteste^{19,20}. Após o posicionamento dos marcadores, uma tentativa de calibração com a participante

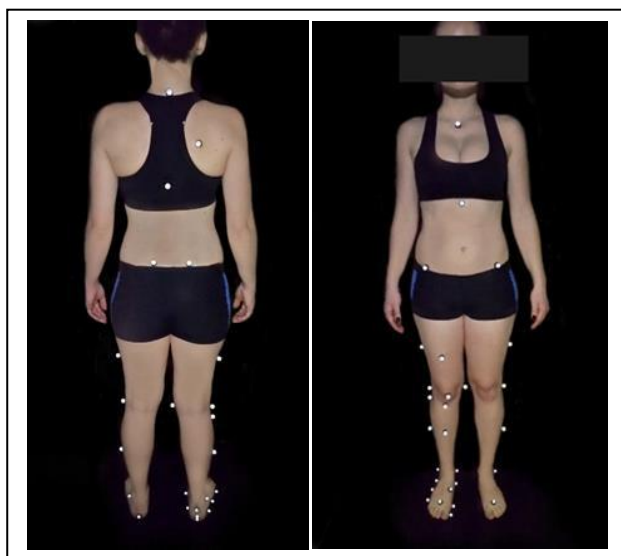


Figura 9 – Vista posterior e anterior do modelo biomecânico utilizado.

posicionado em pé foi capturada e três tentativas de subida e descida de escada foram realizadas para permitir a familiarização com o procedimento. As participantes foram então solicitadas a realizar 5 tentativas bem-sucedidas de subida e descida de escada (10 tentativas no total) em velocidade auto selecionada.

Após os testes iniciais de subida e descida de escada, as participantes foram submetidas a um protocolo de exacerbação da dor para elevar o nível dos sintomas^{15,18}. O protocolo de exacerbação da dor consistia em 15 tarefas de subida e descida de escada, usando uma mochila com 35% da massa corporal do sujeito^{15,18}. Um metrônomo foi usado para padronizar a cadência durante o protocolo de exacerbação da dor (96 passos/min). Briani et al.¹⁸ relataram que o protocolo de exacerbação da dor não foi capaz de gerar fadiga neuromuscular em mulheres com DFP. Após um período de descanso de 5 minutos, as participantes foram solicitadas a reportar o nível atual de dor no joelho novamente e então mais 5 tentativas adicionais de subida e descida de escada foram realizadas.

4.1.2.4 Análise dos dados

Apenas os dados do 4º degrau foram utilizados para a análise dos dados. Dados da força de reação vertical do solo foram usados para identificar eventos de contato inicial e final, usando como parâmetro um limiar de 10N⁴. As trajetórias dos marcadores e os dados da força de reação do solo foram filtrados usando um filtro tipo *Butterworth* de 4ª ordem passa-baixa com frequência de corte de 10 Hz. Os centros articulares do tornozelo e joelho foram definidos como o ponto médio entre os marcadores do calcâneo medial e lateral e os marcadores do epicôndilo femoral medial e lateral, respectivamente. O centro articular do quadril foi definido seguindo o modelo Newington-Gage, com os marcadores posicionados nos seguintes pontos: espinhas ilíacas ântero-superiores, espinhas ilíacas pósterio-superiores. O segmento do tronco foi definido por marcadores colocados na incisura supraesternal, esterno, 7º vértebra cervical, 10º vértebra torácica e no lado direito das costas⁴. Usando o software Vicon Nexus (v.2.9.1), a cinemática da articulação do quadril, joelho e tornozelo foi calculada relativo ao sistema de coordenadas local, enquanto a

cinemática do tronco foi calculada em relação ao sistema de coordenadas do laboratório. Momentos articulares resultantes foram calculados usando equações de dinâmica inversa e foram expressos como momentos internos normalizados pela massa corporal de cada sujeito.

As variáveis de interesse foram pico de flexão do tronco, quadril, joelho e dorsiflexão do tornozelo, bem como os valores de pico do momento extensor de quadril, joelho e flexão plantar do tornozelo durante a fase de apoio na subida e descida da escada. Como controle metodológico, a velocidade da marcha (m/s) foi calculada para cada tentativa de descida ou subida de escada. A média das 5 tentativas foi usada para análise estatística. Além disso, a diferença pré-pós exacerbação da dor foi calculada para cada variável de interesse. Um escore de diferença positivo era indicativo de aumento nas variáveis de interesse após o protocolo de exacerbação da dor.

4.1.2.5 Análise estatística

Todas as variáveis foram avaliadas quanto à normalidade e apresentaram distribuição normal com base no teste de Shapiro-Wilk. Testes t pareados (bicaudais) foram usados para comparar as diferenças na dor auto reportada e na velocidade da marcha; pico de flexão do tronco, quadril, joelho e dorsiflexão do tornozelo; pico do momento extensor de quadril, joelho e flexor plantar do tornozelo antes e após o protocolo de exacerbação da dor. A diferença média (intervalos de confiança de 95% [IC]) e os tamanhos de efeito de acordo com o *d* de Cohen (IC de 95%) também foram calculados. O tamanho de efeito foi interpretado da seguinte forma: 0 a 0,19 efeito muito pequeno, 0,20 a 0,49 efeito pequeno, 0,50 a 0,79 efeito moderado, $\geq 0,80$ efeito grande²¹.

4.1.3 Resultados

Após o protocolo de exacerbação da dor, houve aumento significativo na dor auto reportada de 14,3 (22,23) para 43,0 (27,64) ($t_{(44)} = 9,56$; $p < 0,01$; $d = 1,12$), enquanto que não houve alteração na velocidade da marcha durante a descida de escada ($t_{(44)} = -0,77$; $p = 0,44$; $d = -0,21$) (Tabela 22) e subida de escada ($t_{(44)} = -0,05$; $p = 0,83$; $d = -0,09$) (Tabela 23).

Durante a descida da escada, houve redução no pico do momento extensor do joelho ($t_{(44)} = -2,88$; $p = 0,01$; $d = -0,68$), bem como no pico de dorsiflexão do tornozelo ($t_{(44)} = -2,68$; $p = 0,01$; $d = -0,33$). Também houve aumento do momento flexor plantar do tornozelo ($t_{(44)} = 7,08$; $p < 0,01$; $d = 0,79$). Não foram encontradas diferenças significativas para o pico de flexão do tronco ($t_{(44)} = 1,06$; $p = 0,19$; $d = -0,10$), pico de flexão do quadril ($t_{(44)} = -1,48$; $p = 0,14$; $d = -0,07$), pico de flexão do joelho ($t_{(44)} = -0,66$; $p = 0,51$; $d = -0,05$) ou pico do momento extensor de quadril ($t_{(44)} = 0,17$; $p = 0,86$; $d = -0,01$) (Tabela 22).

Da mesma forma, durante a subida de escada houve diminuição no pico do momento extensor de joelho ($t_{(44)} = -2,49$; $p = 0,02$; $d = -0,56$), bem como no pico de flexão dorsal do tornozelo ($t_{(44)} = -2,60$; $p = 0,01$; $d = -0,30$). Também houve aumento do momento flexor plantar de tornozelo ($t_{(44)} = 8,11$; $p < 0,01$; $d = 0,89$). Não foram encontradas diferenças significativas no pico de flexão do tronco ($t_{(44)} = 0,86$; $p = 0,33$; $d = -0,11$), flexão do quadril ($t_{(44)} = 1,69$; $p = 0,09$; $d = 0,13$), flexão do joelho ($t_{(44)} = 1,21$; $p = 0,28$; $d = 0,13$), ou pico do momento extensor de quadril ($t_{(44)} = -0,71$; $p = 0,47$; $d = -0,07$) (Tabela 23).

Tabela 22. Variáveis de interesse antes e depois a exacerbação da dor durante a descida de escada.

Variáveis	Antes	Depois	Diferença média	Tamanho de efeito (95% IC)
	Média (DP)	Média (DP)	(95% IC)	
Pico momento extensor do quadril (Nm.kg ⁻¹)	0,56 (0,19)	0,56 (0,18)	0,01 (-0,03 to 0,03)	-1,3 -0,3 0,7 1,7 Redução Aumento
Pico momento extensor do joelho (Nm.kg ⁻¹)	0,73 (0,19)	0,61 (0,16)	-0,12 (-0,31 to -0,08)*	
Pico momento flexor plantar do tornozelo (Nm.kg ⁻¹)	1,36 (0,17)	1,49 (0,16)	0,13 (0,15 to 0,09)*	
Pico de flexão do tronco (°)	0,84 (4,18)	1,30 (4,85)	-0,45 (-1,80 to 0,51)	
Pico de flexão do quadril (°)	31,8 (8,10)	31,2 (8,03)	-0,64 (-1,50 to 0,22)	
Pico de flexão do joelho (°)	87,3 (7,52)	86,9 (8,91)	0,46 (-2,01 to 4,03)	
Pico de flexão dorsal do tornozelo (°)	35,1 (7,79)	34,0 (7,39)	-1,02 (-1,79 to -0,26)*	
Velocidade da marcha (m/s)	0,65 (0,09)	0,63 (0,08)	-0,02 (-0,11 to 0,88)	

Abreviações: DP, desvio padrão; IC, intervalo de confiança. * Representa diferença significativa entre grupos ($p < 0,05$).

Tabela 23. Variáveis de interesse antes e depois a exacerbação da dor durante subida de escada.

Variáveis	Antes	Depois	Diferença média	Tamanho de efeito (95% CI)
	Média (DP)	Média (DP)	(95% IC)	
Pico momento extensor de quadril (Nm.kg ⁻¹)	0,57 (0,14)	0,58 (0,15)	0,02 (-0,05 to 0,02)	Redução Aumento
Pico momento extensor de joelho (Nm.kg ⁻¹)	0,92 (0,20)	0,81 (0,19)	-0,11 (-0,28 to -0,06)*	
Pico momento flexor plantar de tornozelo (Nm.kg ⁻¹)	1,43 (0,17)	1,58 (0,13)	0,15 (0,22 to 0,09)*	
Pico de flexão do tronco (°)	9,05 (5,32)	9,69 (4,56)	0,64 (-1,34 to 1,59)	
Pico de flexão do quadril (°)	67,4 (6,56)	68,0 (6,89)	0,60 (-1,33 to 0,11)	
Pico de flexão do joelho (°)	67,3 (6,47)	68,1 (6,26)	0,74 (-1,95 to 3,77)	
Pico de flexão dorsal do tornozelo (°)	26,6 (4,89)	26,1 (4,99)	-0,41 (0,09 to 0,73)*	
Velocidade da marcha (m/s)	0,52 (0,12)	0,51 (0,10)	-0,01 (-0,23 to 0,91)	

Abreviações: DP, desvio padrão; IC, intervalo de confiança. * Representa diferença significativa entre grupos ($p < 0,05$).

4.1.4 Discussão

Corroborando com nossas hipóteses, a exacerbação da DFP resultou em redução do pico do momento extensor de joelho e da dorsiflexão do tornozelo, bem como aumento no momento flexor plantar de tornozelo durante a subida e descida de escada. Ao contrário da nossa hipótese, não foram observadas alterações pico de flexão do tronco, flexão do quadril e joelho e no momento extensor do quadril após a exacerbação da dor. Em conjunto, nossos resultados sugerem que mudanças empregadas por indivíduos em resposta a exacerbação da DFP podem ter impacto negativo na mecânica da articulação do joelho e tornozelo durante a subida e descida de escada. Nossos resultados também sugerem que em indivíduos com DFP parece não haver mudança no pico de flexão do tronco, flexão do quadril e joelho ou no momento extensor de quadril durante a subida e a descida de escada após a exacerbação dos sintomas.

Em média, as participantes do presente estudo reportaram um aumento de 28 mm na dor auto reportada. O aumento observado na dor excedeu a diferença mínima clinicamente importante de 20 mm²². Além disso, a magnitude do aumento da dor foi considerada consistente com as alterações da dor reportada em estudos anteriores usando o mesmo protocolo de exacerbação da dor^{15,18}.

Após o protocolo de exacerbação da dor, uma diminuição significativa no pico do momento extensor de joelho foi observada (16% em média). A redução do momento extensor de joelho é sugestivo da “evitação do quadríceps”, a qual foi proposta como estratégia compensatória pela qual pessoas com DFP reduzem as forças que atuam através da articulação femoropatelar⁸. Os achados de que níveis elevados de sintomas de DFP após o protocolo de exacerbação da dor resultaram em redução do uso dos extensores do

joelho sugere que a evitação do quadríceps a longo prazo pode resultar ou piorar a fraqueza e atrofia do desse grupo muscular; deficiências comumente relatadas em pessoas com DFP^{10,11}. Esta premissa é consistente com um estudo anterior que reportou fraqueza do quadríceps após dor induzida artificialmente no joelho por injeções de solução salina hipertônica na gordura infrapatelar²³. Nossos resultados apoiam a inclusão do fortalecimento do quadríceps como um componente necessário e eficaz em programas preventivos e de reabilitação para DFP.

A diminuição no pico do momento extensor de joelho encontrada após o protocolo de exacerbação da dor também pode ter um impacto negativo na articulação tibiofemoral. A força do quadríceps desempenha papel importante no controle da distribuição de carga durante atividades funcionais e sua redução está associada a maiores sobrecargas na articulação tibiofemoral¹³. Curiosamente, a TFz elevada foi reportada após a exacerbação da DFP [15]. O aumento das taxas da TFz podem levar à fissura da cartilagem ou propagação de fissuras superficiais na cartilagem, semelhantes às observadas na osteoartrite²⁴. Estudos recentes sugerem que a DFP pode ser uma condição precursora da osteoartrite femoropatelar tardiamente²⁵ e nossos achados, juntamente com Briani et al.¹⁵, sugerem que a articulação tibiofemoral também pode estar em risco através da alteração da compressão axial e sobrecarga. Estudos prospectivos futuros são necessários para investigar se DFP e as alterações correspondentes no momento extensor de joelho e TFz contribuem para o desenvolvimento da osteoartrite tibiofemoral.

A redução no pico do momento extensor de joelho foi alcançada sem uma mudança no pico de flexão do joelho. Esse achado está de acordo com Salsich et al.⁸ que reportaram que pessoas com DFP exibiam momentos extensores de joelho reduzidos, sem diferenças na flexão do joelho durante a deambulação em escadas, quando comparados a indivíduos sem dor. Dado que a subida e a descida de escada exigem uma quantidade

mínima de flexão do joelho para a tarefa ser realizada, limitar a flexão do joelho pode não ter sido viável. Embora reduções na flexão do joelho de indivíduos com DFP possam ser mais viáveis em tarefas como aterrissagem após um salto vertical²⁶, Bazett-Jones et al.¹⁷ também não relataram diferenças na flexão do joelho durante a corrida após a exacerbação do DFP.

A redução observada no momento extensor de joelho foi provavelmente compensada pelo aumento do momento flexor plantar de tornozelo - uma compensação necessária para atender às demandas mecânicas impostas à extremidade inferior durante a subida e descida de escada. Embora a cinemática do tronco, quadril e joelho permaneceram inalteradas e a diminuição estatisticamente significativa na dorsiflexão do tornozelo seja pequena e possa ter pouco significado biológico, existe uma demanda mecânica mínima necessária para elevar ou abaixar todo o corpo durante a subida e descida de escada. Como tal, a redução da contribuição de uma articulação (ou seja, momento extensor de joelho) redistribui a demanda para outra(s) articulação(ões), e neste estudo, os indivíduos com DFP mudaram a demanda para o tornozelo (ou seja, momento flexor plantar). Embora esta pareça ser uma estratégia compensatória válida, o aumento no momento do flexor plantar de tornozelo está relacionado a maiores forças compressivas do joelho²⁷ e aumento do risco de lesões no tornozelo e pé²⁸ em outras populações. Como tal, estudos futuros são necessários para investigar o papel do momento do flexor plantar de tornozelo aumentado em pessoas com DFP.

Embora o aumento da flexão do tronco tenha sido recentemente sugerido como forma de reduzir as forças de reação da articulação femoropatelar durante a subida da escada¹⁶, nossos achados mostraram que as mulheres com DFP não mudaram a flexão do tronco durante a subida e descida de escada após a exacerbação da DFP. Este achado corrobora com Schwane et al.²⁹ que não reportaram diferenças na cinemática do tronco

de mulheres com DFP durante a descida de escada. Claudon et al.³⁰ também relataram que as melhoras na DFP e no momento extensor de joelho após a reabilitação não foram seguidas por mudanças na flexão do tronco durante a caminhada. Consistente com a ausência de alteração na flexão do tronco, não observamos diferenças no momento extensor do quadril após a exacerbação da DFP. Ao contrário dos nossos achados, Bazett-Jones et al.¹⁷ relataram reduções no momento extensor de quadril durante a corrida após alteração aguda da DFP e especularam que a posição do tronco pode ter influenciado esse achado. Na subida e descida de escada, o feedback externo pode ser necessário para modificar a postura do tronco de indivíduos com DFP e alterar a demanda para os extensores do quadril.

Como um todo, esses resultados sugerem que mulheres com DFP parecem não alterar a flexão de tronco, quadril e joelho durante tarefas funcionais. No entanto, a exacerbação da DFP alterou a distribuição de carga nas articulações dos membros inferiores. A redução no momento extensor de joelho após a exacerbação da DFP foi compensada com o aumento do momento flexor plantar de tornozelo, o que pode incorrer em consequências negativas em cada uma dessas articulações. Como alternativa, durante episódios dolorosos, pode ser prudente instruir indivíduos com DFP para aumentar a flexão do tronco durante a subida e descida de escada, a fim de deslocar maior demanda relativa para os músculos extensores de quadril em oposição aos flexores plantares distais de tornozelo. A longo prazo, estratégias de controle que distribuem de modo mais uniforme a carga pelas articulações dos membros inferiores podem ser as mais desejáveis. Dessa forma, o momento extensor de joelho pode ser mantido sem incorrer em carga prejudicial na articulação femoropatelar.

Os resultados do nosso estudo devem ser analisados considerando algumas limitações. Primeiro, avaliamos apenas a subida e descida de escada; embora mulheres

com DFP comumente apresentem dor e alterações biomecânicas durante essa tarefa^{8,9}, isso limita a extrapolação de nossos achados para outras tarefas, como caminhar, agachar e saltar. Em segundo lugar, nossa amostra consistiu apenas de mulheres jovens com DFP. Assim, nossos resultados não podem ser generalizados para homens, adolescentes e adultos mais velhos (> 40 anos) com DFP. Por fim, nosso estudo não investigou diretamente o estresse da articulação femoropatelar após a exacerbação dos sintomas de DFP. Isso deve ser considerado em estudos futuros.

4.1.5 Conclusão

Após um protocolo de exacerbação da dor, as mulheres com DFP apresentaram diminuição no momento extensor de joelho e flexão dorsal do tornozelo, bem como aumento no momento flexor plantar do tornozelo. Nenhuma alteração foi observada no pico de flexão do tronco, quadril e joelho ou no momento extensor de quadril. Nossos resultados sugerem que a redução no momento extensor de joelho pode ser uma estratégia compensatória usada por pessoas com DFP em resposta à exacerbação dos sintomas, enquanto que o aumento do momento flexor plantar de tornozelo pode ser uma estratégia compensatória secundária após a exacerbação dos sintomas durante a subida e descida de escada. Considerados em conjunto, nossos resultados sugerem que as mudanças mecânicas empregadas em resposta ao aumento na DFP podem ter impacto negativo na mecânica da articulação do joelho e tornozelo. Nossos resultados também sugerem que as pessoas com DFP parecem não alterar o pico de flexão do tronco, quadril e joelho ou o momento extensor de quadril durante a subida e descida de escada em resposta à exacerbação dos sintomas.

4.1.6 Referências

1. Smith B, Selfe J, Thacker D, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral

- pain: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018;13(1):e0190892.
doi:10.1371/journal.pone.0190892
2. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):839-843. doi:10.1136/bjsports-2016-096268
 3. Glaviano NR, Baellow A, Saliba S. Physical activity levels in individuals with and without patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2017;27:12-16.
doi:10.1016/j.ptsp.2017.07.002
 4. Ferrari D, Briani RV, de Oliveira Silva D, et al. Higher pain level and lower functional capacity are associated with the number of altered kinematics in women with patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2018;60:268-272.
doi:10.1016/j.gaitpost.2017.07.034
 5. Coburn SL, Barton CJ, Filbay SR, Hart HF, Rathleff MS, Crossley KM. Quality of life in individuals with patellofemoral pain: A systematic review including meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2018;33:96-108. doi:10.1016/j.ptsp.2018.06.006
 6. Lankhorst NE, van Middelkoop M, Crossley KM, et al. Factors that predict a poor outcome 5–8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):881-886.
doi:10.1136/bjsports-2015-094664
 7. Blønd L, Hansen L. Patellofemoral pain syndrome in athletes: A 5.7-Year retrospective follow-up study of 250 athletes. *Acta Orthop Belg*. 1998;64:393-400.

8. Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16(10):906-912. doi:10.1016/S0268-0033(01)00085-7
9. De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, de Azevedo FM. Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with patellofemoral pain. *Clin Biomech*. 2015;30(9):971-975. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.06.021
10. Briani RV, De Oliveira Silva D, Flóride CS, et al. Quadriceps neuromuscular function in women with patellofemoral pain: Influences of the type of the task and the level of pain. *PLoS One*. 2018;13(10):e0205553. doi:10.1371/journal.pone.0205553
11. Giles LS, Webster KE, McClelland J a., Cook J. Atrophy of the quadriceps is not isolated to vastus medialis oblique in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2015;45(8):613-619. doi:10.2519/jospt.2015.5852
12. Neal BS, Lack SD, Lankhorst NE, Raye A, Morrissey D, Van Middelkoop M. Risk factors for patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2019;53(5):270-281. doi:10.1136/bjsports-2017-098890
13. Liikavainio T, Isolehto J, Helminen HJ, et al. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis : Importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike ? *Knee*. 2007;14:231-238. doi:10.1016/j.knee.2007.03.001
14. De Oliveira Silva D, Briani R, Pazzinatto M, Ferrari D, Aragão F, De Azevedo F. Vertical ground reaction forces are associated with pain and self-reported functional status in recreational athletes with patellofemoral pain. *J Appl*

- Biomech.* 2015;31(6). doi:10.1123/jab.2015-0048
15. Briani RV, Pazzinatto MF, Waiteman MC, de Oliveira Silva D, de Azevedo FM. Association between increase in vertical ground reaction force loading rate and pain level in women with patellofemoral pain after a patellofemoral joint loading protocol. *Knee.* 2018;25(3):398-405. doi:10.1016/j.knee.2018.03.009
 16. Atkins LT, Smithson C, Grimes D, Heuer N. The influence of sagittal trunk posture on the magnitude and rate of patellofemoral joint stress during stair ascent in asymptomatic females. *Gait Posture.* 2019;74(August):121-127. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.08.016
 17. Bazett-Jones DM, Huddleston W, Cobb S, O'Connor K, Earl-Boehm JE. Acute Responses of Strength and Running Mechanics to Increasing and Decreasing Pain in Patients With Patellofemoral Pain. *J Athl Train.* 2017;52(5):411-421. doi:10.4085/1062-6050-53.3.04
 18. Briani RV, Pazzinatto MF, De Oliveira Silva D, Azevedo FM. Different pain responses to distinct levels of physical activity in women with patellofemoral pain. *Brazilian J Phys Ther.* 2017;21(2):138-143. doi:10.1016/j.bjpt.2017.03.009
 19. De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, et al. Q-angle static or dynamic measurements, which is the best choice for patellofemoral pain? *Clin Biomech.* 2015;30(10):1083-1087. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.09.002
 20. De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, et al. Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain. *Clin Biomech.* 2015;30(2):144-148. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.12.009

21. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. *New York Routledge*. 1988;2.
22. Crossley KM, Bennell KL, Cowan SM, Green S. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(5):815-822. doi:10.1016/S0003-9993(03)00613-0
23. Henriksen M, Rosager S, Aaboe J, Graven-Nielsen T, Bliddal H. Experimental knee pain reduces muscle strength. *J Pain*. 2011;12(4):460-467. doi:10.1016/j.jpain.2010.10.004
24. Kerin AJ, Coleman A, Wisnom MR, Adams MA. Propagation of surface fissures in articular cartilage in response to cyclic loading in vitro. *Clin Biomech*. 2003;18(10):960-968. doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.07.001
25. Hinman RS, Lentzos J, Vicenzino B, Crossley KM. Is patellofemoral osteoarthritis common in middle-aged people with chronic patellofemoral pain? *Arthritis Care Res*. 2014;66(8):1252-1257. doi:10.1002/acr.22274
26. Baellow A, Glaviano NR, Hertel J, Saliba SA. Lower Extremity Biomechanics During a Drop Vertical Jump and Muscle Strength in Women With Patellofemoral Pain. *J Athl Train*. 2020;55(6). doi:10.4085/1062-6050-476-18
27. Robon MJ, Perell KL, Fang M, Guererro E. The relationship between ankle plantar flexor muscle moments and knee compressive forces in subjects with and without pain. *Clin Biomech*. 2000;15(7):522-527. doi:10.1016/S0268-0033(00)00007-3
28. Kulmala JP, Avela J, Pasanen K, Parkkari J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc*.

2013;45(12):2306-2313. doi:10.1249/MSS.0b013e31829efcf7

29. Schwane BG, Goerger BM, Goto S, Blackburn JT, Aguilar AJ, Padua DA. Trunk and lower extremity kinematics during stair descent in women with or without patellofemoral pain. *J Athl Train*. 2015;50(7):704-712. doi:10.4085/1062-6050-49.3.100
30. Claudon B, Poussel M, Billon-Grumillier C, Beyaert C, Paysant J. Knee kinetic pattern during gait and anterior knee pain before and after rehabilitation in patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture*. 2012;36(1):139-143. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.02.003

4.2. Estudo 6: Coordenação e variabilidade da cinemática do tronco e joelho no plano sagital: Influência da exacerbação da dor femoropatelar e da tarefa

Este estudo original que será submetido no periódico científico *Journal of Biomechanics* (Fator de impacto = 2.32).

4.2.1 Introdução

A dor crônica afeta aproximadamente 126 milhões de indivíduos nos Estados Unidos da América, gera gastos de mais de US\$ 560 bilhões anualmente e acomete severamente a qualidade de vida^{1,2}. Desordens de joelho são conhecidas por levar à dor crônica, afetando aproximadamente 25% de toda a população de adultos³. Dentre elas está a dor femoropatelar (DFP), uma vez que cerca de 91% dos indivíduos com DFP reportam a presença dos seus sintomas até 18 anos após o diagnóstico inicial⁴. Mesmo após receberem tratamento, 50% dos indivíduos reportam sintomas persistentes de DFP após 5-8 anos⁵. A DFP é diagnosticada clinicamente baseado na presença típica de dor ao redor ou atrás da patela durante atividades de vida diária e funcionais como subir e descer escadas, permanecer sentado por tempo prolongado, agachar, saltar e correr⁶. A prevalência de DFP está entre 23% e 29% na população geral e adolescentes, podendo chegar a 35,7% em atletas⁷.

Incorporar uma postura de tronco ligeiramente inclinada para a frente tem sido sugerida como uma alternativa para diminuir o estresse da articulação femoropatelar e a dor durante atividades funcionais como a corrida, subida de escada e agachamento⁸⁻¹⁰. No entanto, estudos não reportam diferenças na cinemática do tronco entre indivíduos com DFP e controles¹¹, bem como após a exacerbação da dor¹². Uma potencial limitação desses estudos é que a cinemática do tronco foi investigada isoladamente, o que limita o entendimento da sua interação com a mecânica do joelho. Uma abordagem de sistemas

dinâmicos pode, portanto, fornecer maior compreensão sobre essa interação, avaliando seu padrão de coordenação e variabilidade durante atividades dinâmicas¹³. O padrão de coordenação descreve o número de diferentes maneiras pelas quais as articulações/segmentos podem ser organizadas para realizar a mesma tarefa, enquanto a variabilidade fornece uma métrica da variedade de padrões de coordenação utilizados¹³. Uma vez que o padrão e a variabilidade de coordenação tronco Joelho podem estar relacionados à distribuição da carga da articulação femoropatelar, é possível que a exacerbação da DFP influencie esse ângulo de acoplamento. Além disso, investigar este ângulo de acoplamento em diferentes tarefas pode produzir resultados diferentes, uma vez que a complexidade e a demanda da tarefa podem influenciar os padrões de coordenação e variabilidade¹⁴.

O objetivo desse estudo foi, portanto, investigar a influência da exacerbação da DFP na coordenação e variabilidade da cinemática do tronco e joelho durante o agachamento bipodal, *step down*, subida e descida de escadas. Nossas hipóteses eram que haveria um aumento nos padrões de coordenação de tronco após a exacerbação da DFP, principalmente nas tarefas de subida e descida de escada. Também era esperado que haveria uma redução na variabilidade do tronco-joelho após a exacerbação da DFP, principalmente nas atividades de subida e descida de escada.

4.2.2 Métodos

4.2.2.1 Amostra

Sessenta e uma mulheres com DFP foram incluídas nesse estudo (Tabela 24). As participantes foram recrutadas nos cursos de graduação e pós-graduação da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP), academias e parques da cidade de Presidente Prudente-SP. Todas as participantes assinaram um termo

de consentimento livre e esclarecido, elaborado conforme resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, ficando uma cópia com a participante e outra com o pesquisador. Este termo obedece às características metodológicas éticas orientadoras deste projeto aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Estadual Paulista (número de aprovação: 1.484.129).

Tabela 24. Características dos participantes

	Média (DP)
<i>Dados demográficos</i>	
Idade (anos)	23,9 (2,8)
Altura (metros)	1,6 (0,4)
Peso (kg)	64,8 (11,2)
Índice de massa corporal	22,8 (4,5)
<i>Medidas auto-reportadas</i>	
Pior nível de dor no último mês (mm)	51,6 (15,1)
<i>Anterior knee pain scale</i> (0-100)	71,0 (9,9)
Duração dos sintomas (meses)	43,1 (11,7)

As participantes incluídas atenderam os seguintes critérios de elegibilidade baseados no mais recente consenso sobre diagnóstico e avaliação em DFP⁶: (1) sintomas de DFP em pelo menos duas das seguintes atividades: subida ou descida de escadas, agachamento, sentar-se por tempo prolongado, correr ou pular; (2) pior nível de dor no joelho no mês anterior de pelo menos 30 mm em uma escala visual analógica de dor de 0 a 100 mm (EVA); (3) início insidioso de sintomas com duração ≥ 4 meses. Os critérios de exclusão foram histórico de: subluxação patelar, cirurgia em qualquer articulação do membro inferior, lesão meniscal ou instabilidade ligamentar. Também foram excluídas as participantes que realizaram tratamento fisioterapêutico nos 6 meses anteriores.

4.2.2.2 Instrumentação

Para a execução dos testes de subida e descida de escada foi construída uma escada de 7 degraus, sendo cada degrau com 18 cm de altura, 28 cm de profundidade e com largura de 1 m. A escada foi construída com uma passarela de 2 m antes do primeiro degrau e após o último para possibilitar que as participantes iniciassem e terminassem os gestos de subir e descer escadas com uma caminhada prévia e posterior. Estas dimensões obedecem às normas propostas pela NBR 9077/2001 para construção de escadas.

Uma plataforma de força (Bertec Corporation, Columbus, OH, model FP4060) foi embutida no quarto degrau da escada para que a fase de apoio de cada participante fosse definida pela força vertical de reação do solo (Figura 10). A plataforma de força foi posicionada de forma independente e sem contato com a estrutura da



Figura 10 – Plataforma de força inserida no quarto degrau da escada experimental.

escada para evitar a produção de ruídos no sinal (2 cm de espaço em cada lado). Toda a escada foi posteriormente coberta com um material emborrachado para não permitir a visualização da plataforma de força. Os sinais analógicos provenientes da plataforma foram digitalizados em 16 bits por meio de um conversor A/D que compõe o módulo de integração de sinais analógicos do sistema de análise de movimento. A frequência de aquisição foi de 4000 Hz.

O sistema utilizado para aquisição dos sinais cinemáticos (Vicon Movimento Systems Inc, EUA) foi composto por nove câmeras infravermelho (modelo Bonita 10®), com resolução de 1 Megapixel – 1024x1024 com frequência de aquisição de 100 Hz (Figura 10). A plataforma de força e o sistema de cinemática foram sincronizados por meio do *Vicon Lock*®.

4.2.2.3 Procedimentos

Previamente a coleta de dados, dados demográficos como idade, peso e altura e a duração dos sintomas em meses foram obtidos. A dor auto reportada foi também avaliada por meio de uma EVA de 0 a 100 mm, onde as participantes foram solicitadas a reportar a pior dor no joelho que ela sentiu no mês passado e a dor que elas estavam naquele momento. Depois, foi realizado o posicionamento dos marcadores reflexivos com base nos modelos *Plug-in-Gait* e *Oxford Foot Model*, modelos já usados em estudos prévios em indivíduos com DFP^{15,16}. Os marcadores foram posicionados sempre pelo mesmo avaliador. Em seguida, uma calibração estática foi capturada.

Após a calibração estática, as participantes foram orientadas sobre as tarefas a serem realizadas (*step down*, agachamento, subida e descida de escada) e familiarizações serão realizadas. Para a realização do *step down*, as participantes foram posicionadas sobre um degrau em apoio bipodal e mãos na cintura. Ao sinal do pesquisador, elas foram solicitadas a retirar um membro do degrau, posicionando-o a frente do degrau e mantendo o joelho estendido e o tornozelo em dorsiflexão máxima. As participantes foram orientadas a realizar a flexão do joelho do membro que permaneceu no degrau até o calcanhar do outro membro tocar o chão, sem descarregar o peso, e posteriormente voltar a posição inicial. A altura do degrau foi ajustada para que cada participante atingisse aproximadamente 60° de flexão de joelho durante a tarefa¹⁷. A velocidade do movimento também foi de forma controlada, 2 segundos de fase descendente e 2 segundos de forma ascendente¹⁷.

Para o agachamento bipodal, as participantes foram instruídas a manter os ombros flexionados a 90°, com completa extensão dos cotovelos, pronação de antebraço e mão em posição neutra durante a execução do teste. As participantes foram instruídas a agachar até aproximadamente 90° de flexão de joelho, com um ângulo mínimo de 60°

para a tentativa ser válida, e então retornar à posição inicial. A velocidade do movimento também foi de 2 segundos de fase descendente e 2 segundos de fase ascendente¹⁸.

Para as tarefas de subida e descida de escada, as participantes foram orientadas a executar uma pequena caminhada até chegar ao primeiro degrau e, a partir daí, de maneira contínua, subir ou descer os degraus, com alternância dos membros inferiores, velocidade e ritmo autocontrolados, de maneira a assemelhar-se ao máximo à atividade habitual do sujeito. Cinco tentativas de cada tarefa foram coletas.

Após a coleta das tentativas iniciais, as participantes foram submetidas a um protocolo de exacerbação dos sintomas de DFP. Esse protocolo consiste em subir e descer a escada 15 vezes com uma mochila que continha o peso equivalente a 35% da massa corporal da participante. Um metrônomo foi utilizado para padronizar o ritmo da subida e descida de escadas das participantes, definido em 96 steps/min. Esse protocolo já se mostrou capaz de exacerbar os sintomas de DFP sem causar dor em indivíduos assintomáticos¹⁹. Além disso, um estudo prévio não encontrou sinais de fadiga neuromuscular nas pessoas submetidas à esse protocolo por meio da análise de sinais eletromiográficos²⁰. Após a execução do protocolo, as participantes descansaram por 5 minutos, reportaram novamente o nível de dor correspondente a aquele momento e realizaram mais 5 tentativas das tarefas previamente descritas.

4.2.2.4 Análise dos dados

Cada tentativa de subida e descida de escadas foi filtrada com um filtro tipo *Butterworth* de 4º ordem passa-baixa com frequência de corte de 6 Hz. A força vertical de reação do solo foi utilizada para identificar a fase de apoio da qual as variáveis de interesse foram obtidas. O contato inicial e final com a plataforma de força foi determinado quando a força vertical cruzou o limiar de 10N. Portanto, apenas os dados do quarto degrau foram utilizados para análise.

Usando o *software* Vicon Nexus® 2.3, a cinemática articular dos membros inferiores foi obtida segundo a sequência de rotação Cardan. A angulação do tronco foi calculada em relação ao sistema de coordenadas do laboratório, enquanto que a angulação de joelho foi relativa aos segmentos da coxa e tíbia. Após essa análise inicial, os ângulos de acoplamento e a sua variabilidade foram calculados por meio de rotinas de processamento em ambiente MATLAB®. Primeiramente, a fase de apoio de cada tentativa foi normalizada para 50 amostras e os gráficos ângulo-ângulo foram criados (Figura 11). Os ângulos de acoplamento foram então calculados usando a equação (1):

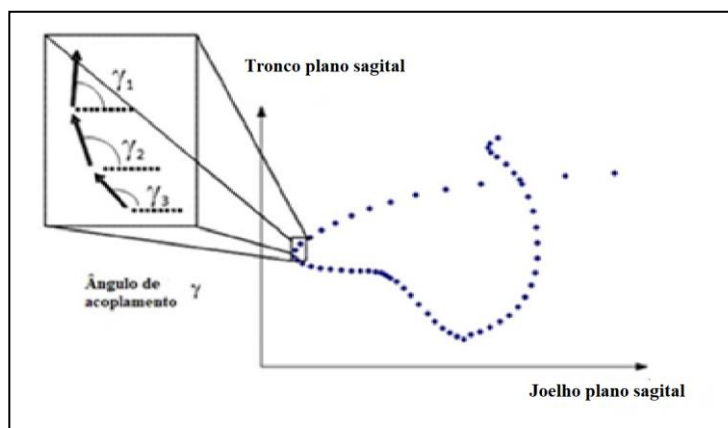


Figura 11. Gráfico ângulo-ângulo entre o tronco e joelho no plano sagital. O ângulo de acoplamento é calculado relativo à horizontal direita para cada par de pontos adjacentes. Figura adaptada de Hamill et al. 2012¹³.

$$\gamma_{j,i} = \arctan(y_{j,i} - y_{j,i}) / (x_{j,i} - x_{j,i}) \quad (1)$$

onde γ corresponde ao ângulo de acoplamento, i corresponde aos pontos de dados consecutivos em uma tentativa, j corresponde a tentativa considerada para o deslocamento angular do segmento proximal (x) e distal (y). Com os valores de ângulo de acoplamento obtidos para cada tentativa, os padrões de coordenação foram determinados com base em metodologia prévia²¹ (Tabela 25).

Tabela 25. Modos de coordenação e seus valores de referência.

<i>Modo de coordenação</i>	<i>Valores de referência</i>
<i>Em fase</i>	$22.5^\circ \leq \gamma < 67.5^\circ, 202.5^\circ \leq \gamma < 247.5^\circ$
<i>Antifase</i>	$112.5^\circ \leq \gamma < 157.5^\circ, 292.5^\circ \leq \gamma < 337.5^\circ$
<i>Proximal</i>	$0^\circ \leq \gamma < 22.5^\circ, 157.5^\circ \leq \gamma < 202.5^\circ, 337.5^\circ \leq \gamma < 360^\circ$
<i>Distal</i>	$67.5^\circ \leq \gamma < 112.5^\circ, 247.5^\circ \leq \gamma < 292.5^\circ$

A interpretação de cada padrão de coordenação é:

- (1) *Em fase*: Os segmentos giram na mesma direção, independentemente do sentido;
- (2) *Antifase*: Os segmentos giram em direção oposta, independentemente do sentido;
- (3) *Proximal*: O movimento do segmento proximal predomina o segmento distal;
- (4) *Distal*: O movimento do segmento distal predomina o segmento proximal.

A frequência de cada padrão de coordenação foi obtida para cada tentativa e para cada indivíduo durante toda a fase de apoio. Como a fase de apoio foi normalizada em 50 amostras, 49 padrões de coordenação foram calculados em cada tentativa. A média e o desvio padrão das frequências de cada padrão de coordenação foram posteriormente utilizadas para a análise estatística.

Para obter a variabilidade dos ângulos de acoplamento foram consideradas etapas distintas, uma vez que o cálculo da média aritmética e desvio padrão de uma série de ângulos polares pode resultar em erros. Portanto, os ângulos médios de acoplamento foram calculados usando estatística circular²², aplicada a todos as tentativas de cada grupo usando as seguintes equações:

$$\overline{X}_i = 1/n \sum_{j=1}^n (\cos \gamma(j, i)) \quad (2)$$

$$\overline{Y}_i = 1/n \sum_{j=1}^n (\sin \gamma(j, i)) \quad (3)$$

onde, n se refere ao número de tentativas (n = 5) e $\overline{X}_i$ e $\overline{Y}_i$ se referem as médias das componentes horizontais e verticais, respectivamente, entre todas tentativas (j) para cada amostra (i). As equações (2) e (3) foram aplicadas para todas as amostras (i) em toda fase de apoio. Então, o ângulo de acoplamento médio foi calculado e normalizado na faixa de 0° a 360° com a equação (4):

$$\bar{\gamma}_i = \begin{cases} \arctan(\bar{Y}_i/\bar{X}_i) & \bar{X}_i > 0 \\ 180 + \arctan(\bar{Y}_i/\bar{X}_i) & \bar{X}_i < 0 \end{cases} \quad (4)$$

A variabilidade dos ângulos de acoplamento foi então derivada do comprimento do vetor ($\bar{r}$) das componentes horizontal ($\bar{X}_i$) e vertical ($\bar{Y}_i$) deste ângulo de acoplamento médio com a equação (5):

$$\bar{r} = \sqrt{(\bar{X}_i)^2 + (\bar{Y}_i)^2} \quad (5)$$

A variabilidade dos ângulos de acoplamento (CV) para cada % da fase de apoio (i) foi então expressa como o desvio padrão angular e normalizado entre 0° a 180° com a equação (6):

$$CV_i = \sqrt{2 * (1 - \bar{r})} * 180/\pi \quad (6)$$

Por fim, a média e o desvio padrão do CV relativo a toda a fase de apoio foram obtidos e utilizados para análise estatística.

4.2.2.5 Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas no *software Statistical Software for Social Sciences* (SPSS) versão 20.0 e também no *software MATLAB®* ((The MathWorks, Inc, Natick, MA) versão 2017. Testes t dependentes foram utilizados para comparar as frequências dos padrões de coordenação antes e após a exacerbação da DFP. Tamanhos de efeito de acordo com o *d* de Cohen também foram calculados. O método *one-dimensional statistical parametric mapping* (SPM1D)²³ foi utilizado para comparar a variabilidade dos padrões de coordenação antes e após a exacerbação da DFP durante toda a fase de apoio. Especificamente, um teste análogo ao teste t pareado foi realizado e o desfecho estatístico escalar (SPM_(t)) foi calculado para cada amostra dentro da curva. Para testar a hipótese nula, um limiar que representa α de 0,05 é calculado para indicar

diferença estatística significativa. O SPM então usa *Random Field Theory* para agrupar conjuntos de comparações supra limiar e calcular os p-valores que indicam a probabilidade com a qual esses conjuntos supra limiares poderiam ter sido produzidos pelo acaso.

4.2.3 Resultados

Após a exacerbação da DFP, houve diminuição no padrão de coordenação distal ($p = 0.013$; $d = -0.53$), enquanto que houve aumento nos padrões de coordenação proximal ($p = 0.011$; $d = 0.54$) e antifase ($p > 0.001$; $d = 0.91$) durante a subida de escada (Figura 12).

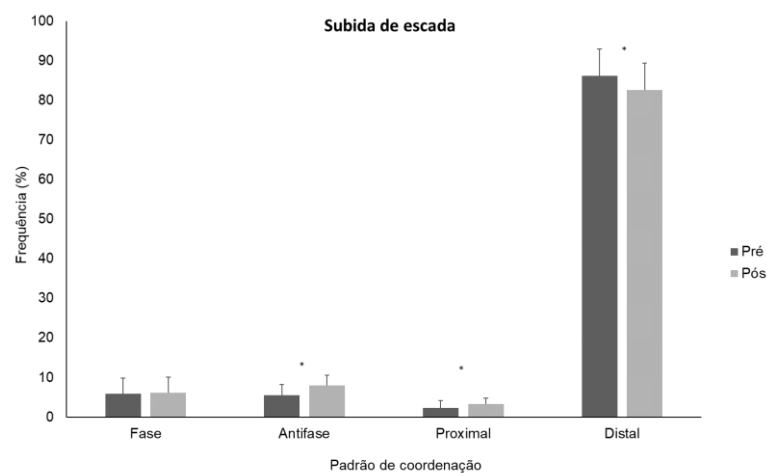


Figura 12. Padrões de coordenação do tronco e joelho durante a subida de escada antes e após a exacerbação da DFP.

Durante a descida de escada, houve diminuição do padrão de coordenação distal ($p = 0.018$; $d = -0.51$), bem como aumento dos padrões de coordenação proximal ($p > 0.001$; $d = 0.96$) e fase ($p = 0.018$; $d = -0.52$) após a exacerbação da DFP (Figura 13).

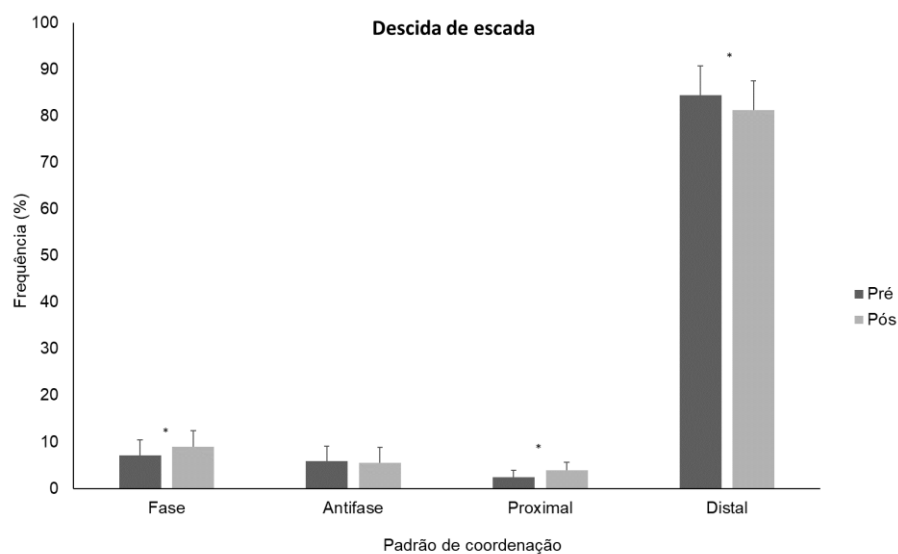


Figura 13. Padrões de coordenação do tronco e joelho durante a descida de escada antes e após a exacerbação da DFP.

Não houveram diferenças nos padrões de coordenação durante o agachamento e o *step down* após a exacerbação da DFP (Figuras 14 e 15).

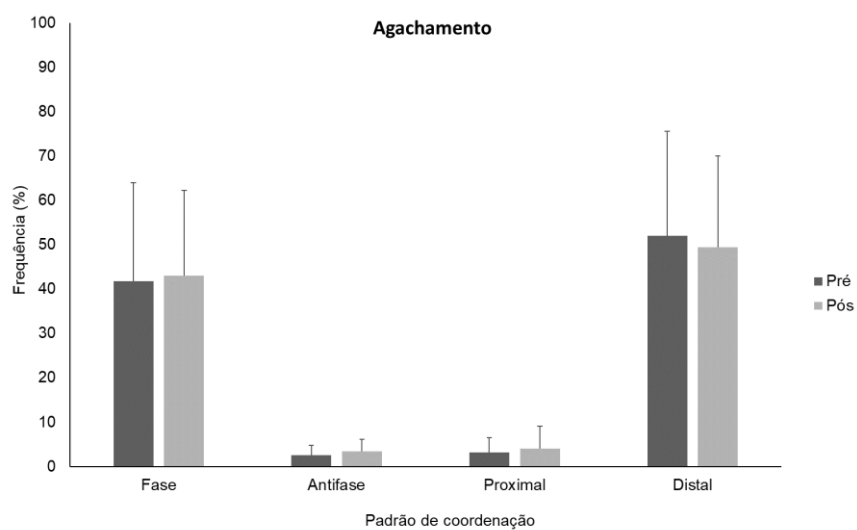


Figura 14. Padrões de coordenação do tronco e joelho durante o agachamento antes e após a exacerbação da DFP.

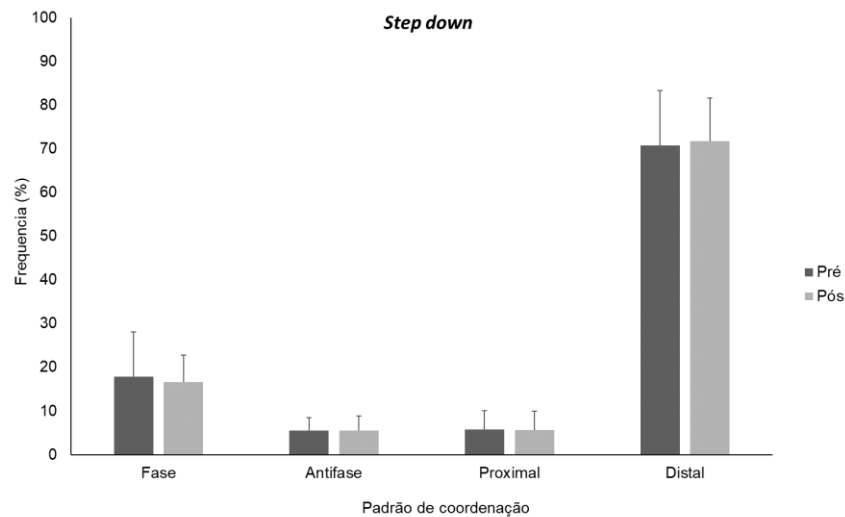


Figura 15. Padrões de coordenação do tronco e joelho durante o *step down* antes e após a exacerbação da DFP.

Houve diminuição na variabilidade da coordenação tronco-joeelho entre 60 e 70% da fase de apoio durante a descida de escada após a exacerbação da DFP (Figura 15). No entanto, não foram encontradas diferenças na variabilidade da coordenação durante a subida de escada, agachamento e *step down* ($p < 0,05$) (Figuras 17, 18, e 19).

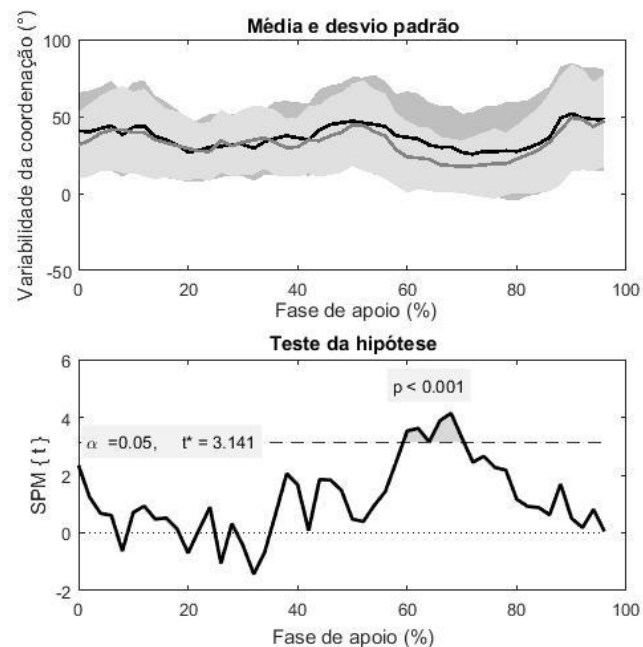


Figura 16. Variabilidade da coordenação do tronco e joelho durante a descida de escada antes e após a exacerbação da DFP. Na figura superior, a linha preta corresponde ao pré, enquanto a linha cinza corresponde ao pós exacerbação da DFP.

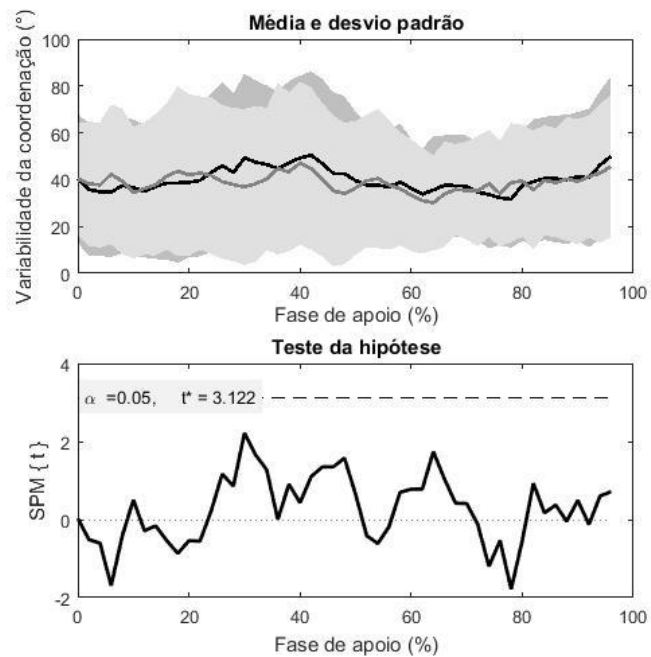


Figura 17. Variabilidade da coordenação do tronco e joelho durante a subida de escada antes e após a exacerbação da DFP. Na figura superior, a linha preta corresponde ao pré, enquanto a linha cinza corresponde ao pós exacerbação da DFP.

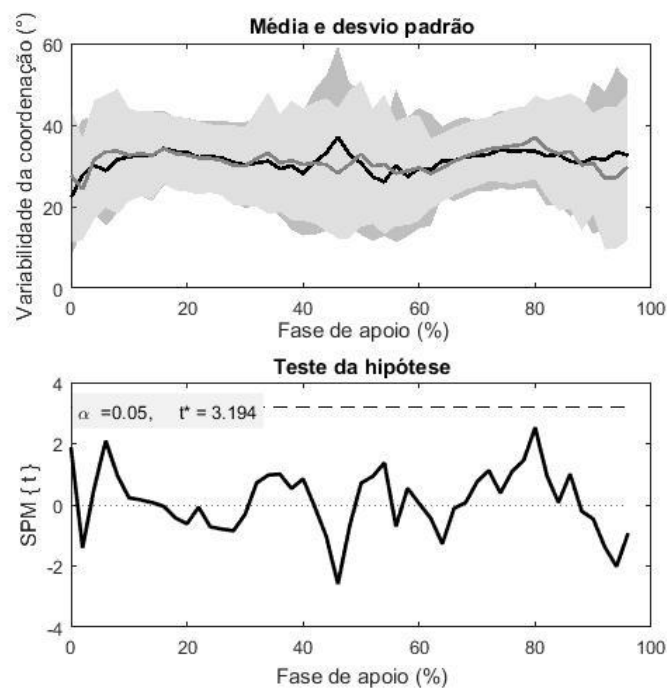


Figura 18. Variabilidade da coordenação do tronco e joelho durante o agachamento antes e após a exacerbação da DFP. Na figura superior, a linha preta corresponde ao pré, enquanto a linha cinza corresponde ao pós exacerbação da DFP.

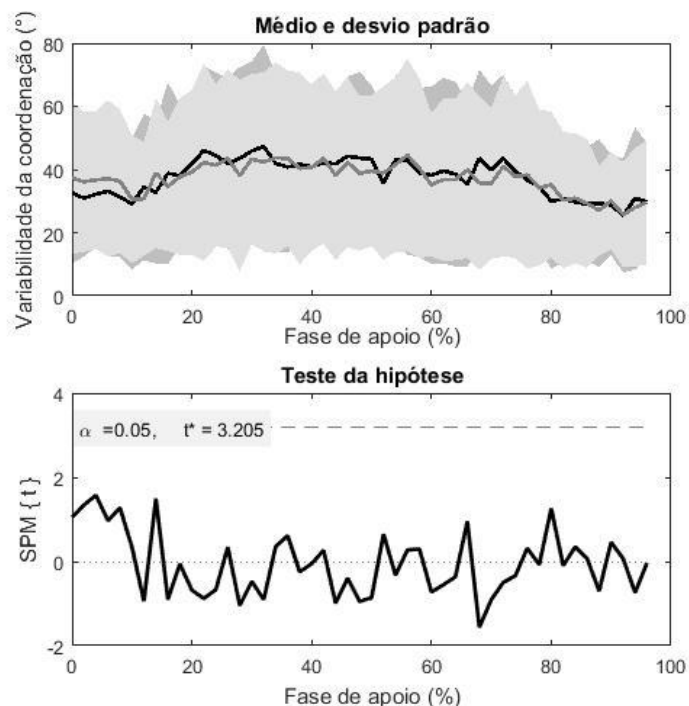


Figura 19. Variabilidade da coordenação do tronco e joelho durante o *step down* antes e após a exacerbação da DFP. Na figura superior, a linha preta corresponde ao pré, enquanto a linha cinza corresponde ao pós exacerbação da DFP.

4.2.4 Discussão

Os nossos achados mostraram mudança no padrão de coordenação de mulheres com DFP após a exacerbação dos sintomas durante a subida e descida de escada. De forma geral, houve aumento da movimentação de tronco durante a fase de apoio, representado pelo aumento dos padrões de coordenação proximal, fase e antifase. Da mesma forma, a diminuição do padrão de coordenação distal também indica que o predomínio do movimento do joelho sobre o tronco foi menor após a exacerbação dos sintomas. Por outro lado, houve diminuição na variabilidade da coordenação do tronco-jelho durante a descida de escada. Em conjunto, esses achados confirmam a nossa hipótese de que mulheres com DFP aumentam a movimentação de tronco após a exacerbação dos sintomas durante atividades que causam maior sobrecarga articular. No entanto, elas também parecem diminuir a variabilidade e ficar mais fixas em um padrão de movimento.

Estudos recentes tem investigado a influência da posição do tronco na mecânica do joelho durante atividades funcionais⁸⁻¹⁰. Teng et al.⁹ reportou uma relação negativa entre a flexão de tronco e o estresse femoropatelar durante a corrida, o que corrobora com os achados de Straub et al.⁸ durante o agachamento. No estudo de Atkins et al.¹⁰, a posição de tronco foi manipulada e as participantes realizaram a tarefa de subida de escada em uma posição de tronco auto selecionada, flexionada e estendida. A posição flexionada de tronco apresentou o menor estresse femoropatelar durante a subida de escada¹⁰. Entretanto, indivíduos com DFP parecem não realizar a flexão de tronco durante atividades funcionais¹¹, mesmo após a exacerbação dos sintomas¹². Uma potencial limitação desses estudos é que a cinemática de tronco foi investigada isoladamente, e não a sua interação com o joelho. Além disso, parâmetros discretos foram analisados (e.g., pico angular), o que limita o entendimento do padrão de movimento durante toda a fase de apoio. Os achados do nosso estudo contribuem no entendimento dessa lacuna mostrando que mulheres com DFP aumentam a movimentação de tronco em direção a flexão após a exacerbação dos sintomas durante as atividades de subida e descida de escada. No entanto, o quanto essa mudança contribuiu para a redução do estresse femoropatelar permanece incerto, sendo estudos futuros necessários para evoluir nesse entendimento.

A mudança nos padrões de coordenação ocorreu apenas para as atividades de subida e descida de escada. É possível que isso que tenham ocorrido pois é durante essas atividades de subida e descida de escada que indivíduos com DFP principalmente reportam seus sintomas⁶. Além disso, a subida e descida de escada é altamente dinâmica, e pode gerar forças na articulação femoropatelar próximos a 3 vezes o peso corporal²⁴. Devido a esses fatores, é possível que não haja a necessidade de mulheres com DFP

alterar seu padrão de coordenação durante atividades com menor demanda articular como o *step down* e o agachamento, justificando os nossos achados.

Apesar das mulheres com DFP terem aumentado a movimentação de tronco após a exacerbação dos sintomas, houve diminuição da variabilidade do padrão de coordenação tronco Joelho durante a descida de escada. Esse achado indica que as mulheres permaneceram mais fixas em uma posição mais flexionada de tronco, possivelmente pela sua capacidade de reduzir o momento extensor de joelho⁸ e, consequentemente, o estresse femoropatelar⁹. Apesar de ser uma estratégia válida para tentar controlar a exacerbação dos sintomas, ela também pode ter efeitos deletérios. A redução da variabilidade de movimento vem sendo associada com distúrbios musculoesqueléticos e lesões por *overuse*¹³. No caso da DFP, a redução da variabilidade pode implicar no estresse repetitivo das mesmas estruturas, o que prejudica a distribuição adequada de cargas na articulação femoropatelar^{13,25}. Portanto, estimular que mulheres com DFP não permaneçam fixas e explorem os graus de liberdade pode ser uma estratégia complementar válida no controle da exacerbação dos sintomas.

Em uma perspectiva clínica, os achados desse estudo também apresentam implicações. Os padrões de coordenação e a sua variabilidade são parte da dinâmica do movimento e, como tal, pode ser alterada por mudanças no próprio movimento. A utilização de intervenções como o “retraining da marcha”, estimulando que o paciente utilize mais estratégias de tronco explorando os graus de liberdade parece ter sido capaz de alterar os padrões de coordenação e a variabilidade do movimento²⁵. Além disso, essa estratégia deslocaria maior demanda relativa de cargas para o quadril, o que é sugerido para indivíduos com DFP^{8,12}. Dando suporte a essa hipótese, estudos recentes reportaram que o aumento da cadência foi capaz de alterar a cinemática e cinética do quadril (e possivelmente do tronco também, apesar de não investigada) de indivíduos com DFP,

levando a um aumento da variabilidade^{26,27}. Esses mesmos estudos reportaram que até mesmo apenas mudar o calçado para minimalista é capaz de gerar os mesmos efeitos^{26,27}. A utilização de superfícies instáveis também parece alterar os padrões de movimento e aumentar a variabilidade²⁵, no entanto nenhum estudo testou essa estratégia e indivíduos com DFP.

Os resultados do nosso estudo devem ser analisados considerando algumas limitações. Primeiro, uma vez que as análises de ângulo de acoplamento se limitam a cinemática angular¹³, não foi possível investigar como os padrões de coordenação e a variabilidade afetam diretamente o estresse femoropatelar. Essa limitação pode ser superada utilizando outra análise, a *Uncontrolled Manifold Analysis*²⁸, a qual pode ser aplicada em estudos futuros. Em segundo lugar, nossa amostra consistiu apenas de mulheres jovens com DFP. Assim, nossos resultados não podem ser generalizados para homens, adolescentes e adultos mais velhos (> 40 anos) com DFP. Por fim, nosso estudo não investigou como a utilização de estratégias para aumentar a movimentação e variabilidade do tronco contribuem na melhora ou controle dos sintomas de DFP, o que também deve ser considerado em estudos futuros.

4.2.5 Conclusão

Os nossos resultados sugerem uma maior contribuição da flexão de tronco para a coordenação tronco Joelho após a exacerbação da DFP em tarefas de alta demanda articular, como subir e descer escadas. No entanto, esses achados não foram reproduzidos durante tarefas de menor demanda articular, como agachamento com perna dupla e abaixar. Nossos resultados também mostraram uma diminuição na variabilidade da coordenação tronco Joelho durante a tarefa com maior demanda articular (ou seja, descida de escada). Em conjunto, esses achados indicam que, apesar de não reportado em estudos

utilizando análises biomecânicas tradicionais, mulheres com DFP parecem utilizar maior flexão de tronco após a exacerbação dos sintomas, especialmente durante tarefas de alta demanda articular. Por outro lado, a variabilidade da coordenação tronco-jelho parecer estar reduzida após a exacerbação da DFP, sugerindo que as participantes permaneceram mais fixas em uma posição mais flexionada de tronco.

4.2.6 Referências

1. Nahin RL. Estimates of Pain Prevalence and Severity in Adults: United States, 2012. *J Pain*. 2015;16(8):769-780. doi:10.1016/j.jpain.2015.05.002
2. Gaskin DJ, Richard P. The economic costs of pain in the United States. *J Pain*. 2012;13(8):715-724. doi:10.1016/j.jpain.2012.03.009
3. Bunt CW, Jonas CE, Chang JG. Knee pain in adults and adolescents: The initial evaluation. *Am Fam Physician*. 2018;98(9):576-585.
4. Stathopulu E, Baildam E. Anterior knee pain: a long-term follow-up. *Rheumatology*. 2003;42(2):380-382. doi:10.1093/rheumatology/keg093
5. Lankhorst NE, van Middelkoop M, Crossley KM, et al. Factors that predict a poor outcome 5–8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):881-886. doi:10.1136/bjsports-2015-094664
6. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):839-843. doi:10.1136/bjsports-2016-096268

7. Smith B, Selfe J, Thacker D, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018;13(1):e0190892. doi:10.1371/journal.pone.0190892
8. Straub RK, Barrack AJ, Cannon J, Powers CM. Trunk Inclination During Squatting is a Better Predictor of the Knee-Extensor Moment Than Shank Inclination. *J Sport Rehabil*. Published online 2021.
9. Teng H-L, Powers CM. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2014;44(10):785-792. doi:10.2519/jospt.2014.5249
10. Atkins LT, Smithson C, Grimes D, Heuer N. The influence of sagittal trunk posture on the magnitude and rate of patellofemoral joint stress during stair ascent in asymptomatic females. *Gait Posture*. 2019;74:121-127. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.08.016
11. Schwane BG, Goerger BM, Goto S, Blackburn JT, Aguilar AJ, Padua DA. Trunk and lower extremity kinematics during stair descent in women with or without patellofemoral pain. *J Athl Train*. 2015;50(7):704-712. doi:10.4085/1062-6050-49.3.100
12. Briani RV, Cannon J, Waiteman MC, Negrão Filho RDF, Magalhães FH, de Azevedo FM. Influence of the exacerbation of patellofemoral pain on trunk kinematics and lower limb mechanics during stair negotiation. *Gait Posture*. 2021;83. doi:10.1016/j.gaitpost.2020.10.008
13. Hamill J, Palmer C, Van Emmerik REA. Coordinative variability and overuse injury. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol*. 2012;4(1):45. doi:10.1186/1758-2555-4-45

14. Weir G, van Emmerik R, Jewell C, Hamill J. Coordination and variability during anticipated and unanticipated sidestepping. *Gait Posture*. 2019;67(February 2018):1-8. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.09.007
15. Ferrari D, Briani RV, de Oliveira Silva D, et al. Higher pain level and lower functional capacity are associated with the number of altered kinematics in women with patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2018;60:268-272. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.07.034
16. De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, et al. Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain. *Clin Biomech*. 2015;30(2). doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.12.009
17. Lopes Ferreira C, Barton G, Delgado Borges L, dos Anjos Rabelo ND, Politti F, Garcia Lucareli PR. Step down tests are the tasks that most differentiate the kinematics of women with patellofemoral pain compared to asymptomatic controls. *Gait Posture*. 2019;72:129-134. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.05.023
18. Powers CM, Ho K-Y, Chen Y-J, Souza RB, Farrokhi S. Patellofemoral joint stress during weight-bearing and non-weight-bearing quadriceps exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2014;44(5):320-327. doi:10.2519/jospt.2014.4936
19. Briani RV, Pazzinatto MF, Waiteman MC, de Oliveira Silva D, de Azevedo FM. Association between increase in vertical ground reaction force loading rate and pain level in women with patellofemoral pain after a patellofemoral joint loading protocol. *Knee*. 2018;25(3):398-405. doi:10.1016/j.knee.2018.03.009
20. Briani R V., Pazzinatto MF, Silva DO, Azevedo FM. Different pain responses to distinct levels of physical activity in women with patellofemoral pain. *Brazilian J*

- Phys Ther.* 2017;21(2):138-143. doi:10.1016/j.bjpt.2017.03.009
21. Chang R, Van Emmerik R, Hamill J. Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. *J Biomech.* 2008;41(14):3101-3105.
doi:10.1016/j.jbiomech.2008.07.024
 22. Batschelet E. *Circular Statistics in Biology (Mathematics in Biology).*; 1981.
 23. Pataky TC, Robinson MA, Vanrenterghem J. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *J Biomech.* 2013;46(14):2394-2401.
doi:10.1016/j.jbiomech.2013.07.031
 24. Trepczynski A, Kutzner I, Kornaropoulos E, et al. Patellofemoral joint contact forces during activities with high knee flexion. *J Orthop Res.* 2012;30(3):408-415. doi:10.1002/jor.21540
 25. Hamill J, Haddad JM, Heiderscheit BC, Van Emmerik REA, Li L. Clinical relevance of variability in coordination. *Mov Syst Var.* 2006;(January):153-165.
 26. Bonacci J, Fox A, Hall M, Fuller JT, Vicenzino B. Effect of gait retraining on segment coordination and joint variability in individuals with patellofemoral pain. *Clin Biomech.* 2020;80:105179. doi:10.1016/j.clinbiomech.2020.105179
 27. Bonacci J, Fox A, Hall M, Fuller JT, Vicenzino B. Footwear and Cadence Affect Gait Variability in Runners with Patellofemoral Pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2020;52(6):1354-1360. doi:10.1249/MSS.0000000000002267
 28. Scholz JP, Schöner G. *Use of the Uncontrolled Manifold (UCM) Approach to Understand Motor Variability, Motor Equivalence, and Self-Motion.*; 2014.
doi:10.1007/978-1-4939-1338-1

CAPÍTULO 5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS

5.1 Conclusão e implicações clínicas

O principal foco dos estudos em DFP tem sido nos músculos extensores de joelho, extensores e abdutores de quadril. Apesar da importância comprovada desses grupamentos musculares nessa desordem, a DFP tem característica multifatorial e outros grupos musculares também podem estar comprometidos. Nos estudos 1 a 4 que compõem esta tese de doutorado, investigamos como os músculos de tronco e flexores de joelho estão relacionados com a DFP, sendo estes pouco estudados no contexto da DFP até o momento. Como o comprometimento da função dos músculos do tronco e flexores de joelho pode estar associado com alterações na mecânica articular durante tarefas funcionais, os estudos 5 e 6 foram realizados para entender como a exacerbação da DFP influencia a mecânica articular do tronco e membro inferior durante tarefas funcionais.

No estudo 1 encontramos redução da força máxima e da TDT dos flexores de joelho em mulheres com DFP, o que está relacionado ao pior desempenho na função objetiva. Já os achados do estudo 2 sugerem relação da força máxima e da flexibilidade dos flexores de joelho com o nível atual de dor de indivíduos com DFP; e relação da força máxima e TDT dos flexores de joelho com o desempenho no SLBT. Em conjunto, esses achados indicam que intervenções de fortalecimento que visem os músculos flexores do joelho possam ser benéficas para mulheres com DFP e possam melhorar a sua função objetiva. Intervenções de alongamento dos flexores de joelho podem também ter efeito benéfico na DFP. Por fim, o SLBT pode ser um teste clínico de fácil execução e baixo custo que pode ser utilizado para avaliar a força e a TDT dos flexores de joelho de indivíduos com DFP sem necessidade de equipamentos de alto custo.

No estudo 3 encontramos que os músculos laterais de tronco (i.e., oblíquos internos e externos) tem menor espessura muscular e razão de contração em mulheres com DFP, o que está associado a sintomatologia dessa população. Já no estudo 4 encontramos que indivíduos com DFP tem menos resistência muscular anterior e lateral do tronco, o que está associado com a função objetiva. Esses achados dão suporte a prática de intervir na estabilização central/core de indivíduos com DFP e como isso pode beneficiar os sintomas e a função objetiva dessa população.

Por fim, o estudo 5 mostrou que mulheres com DFP reduzem o momento extensor de joelho e aumentam o momento flexor plantar do tornozelo após a exacerbação dos sintomas, enquanto que o pico de flexão de tronco e o momento extensor do quadril permaneceram sem mudanças. Ao analisar todo o padrão de movimento durante a fase de apoio, o estudo 6 mostrou que mulheres com DFP aumentam a movimentação de tronco em flexão após a exacerbação dos sintomas, no entanto diminuem sua variabilidade e ficam mais fixas nessa posição. Deslocar maior demanda relativa de cargas para o quadril realizando maior flexão de tronco é uma estratégia sugerida para indivíduos com DFP. Porém, os achados dos estudos 5 e 6 sugerem que isso não seja realizado de forma efetiva após a exacerbação dos sintomas. Dessa forma, estimular estratégias de movimento que envolvam mais o tronco, explorando os graus de liberdade, parece importante no contexto da DFP.

5.2 Perspectivas futuras

O candidato pretende evoluir o entendimento nos temas estudados em sua tese de doutorado. Para isso, a *Uncontrolled Manifold Analysis* será empregada para entender como a variabilidade do tronco e membro inferior contribui diretamente sobre o estresse femoropatelar durante atividades funcionais. Essa análise será implementada com a colaboração dos pesquisadores Dr. Paulo Barbosa Freitas Junior e Dra. Sandra Maria

Sbeghen Ferreira de Freitas, da Universidade Cruzeiro do Sul e Universidade Cidade de São Paulo, respectivamente, os quais apresentam vasta experiência com a análise mencionada.