



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

MARINA CABRAL WAITEMAN

**O PAPEL DE FATORES ESTRUTURAIS E NEUROFISIOLÓGICOS NA
PRODUÇÃO DO MOMENTO EXTENSOR DO JOELHO EM MULHERES COM
DOR FEMOROPATELAR**



PRESIDENTE PRUDENTE

2020



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

MARINA CABRAL WAITEMAN

**O PAPEL DE FATORES ESTRUTURAIS E NEUROFISIOLÓGICOS NA
PRODUÇÃO DO MOMENTO EXTENSOR DO JOELHO EM MULHERES COM
DOR FEMOROPATELAR**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Faculdade de Ciências e Tecnologia- FCT/UNESP, campus de Presidente Prudente, para a realização da Defesa Pública de Mestrado.

Orientador: Prof. Dr. Fabio Mícolis de Azevedo

PRESIDENTE PRUDENTE

2020


CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: O papel de fatores e neurofisiológicos na produção do momento exterior do joelho em mulheres com dor femoropatelar

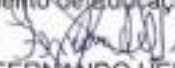
AUTORA: MARINA CABRAL WAITEMAN

ORIENTADOR: FABIO MÍCOLIS DE AZEVEDO

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


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


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


Prof. Dr. FERNANDO HENRIQUE MAGALHÃES
Universidade de São Paulo - USP

Presidente Prudente, 10 de fevereiro de 2020

W145p Waiteman, Marina Cabral
O papel de fatores estruturais e neurofisiológicos na produção do momento extensor do joelho em mulheres com dor femoropatelar / Marina Cabral Waiteman. -- Presidente Prudente, 2020
72 p. : il., tabs.

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

1. Fisioterapia. 2. Dor femoropatelar. 3. Momentos angulares. 4. Neurofisiologia. 5. Crepitação de 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.

Dedicatória

Dedico este trabalho àqueles que nunca me abandonaram e que sempre me deram forças nos momentos mais difíceis. Estes são os meus pais e o meu irmão.

Agradecimientos

À Deus, Nossa Senhora e minha tia Cecília por estarem sempre ao meu lado, por cuidarem de mim quando nem eu mesma pude, por me fazerem compreender que existem razões para os momentos difíceis, por me levantarem tantas vezes, por olharem por mim quando ninguém mais pôde, por guiarem meus passos.

A todos aqueles que me amam, que foram e são a minha família. Àqueles que em todos os momentos souberam apenas me dar amor, paz, carinho, que me ouviram mesmo quando eles também não tinham forças, que me incentivaram e torceram pelas minhas conquistas. Por acreditarem em mim quando nem eu mesma acreditei.

A minha terapeuta Jaqueline. Eu não consigo encontrar palavras pra expressar a minha gratidão por ela.

Aos meus companheiros de laboratório Ronaldo, Amanda, Danilo, Marcella, Liliam, Matheus, Bianca, Carmen e Helder por todo o trabalho em equipe e empenho em auxiliar no crescimento de cada um. Agradeço principalmente àqueles que me acompanham em longa data e que acreditaram em mim.

Ao David Bazett-Jones, que me hospedou nos Estados Unidos por 5 meses, que me fez ter outras visões sobre minha vida profissional e pessoal, que me apoiou e me incentivou inúmeras vezes. Agradeço os ensinamentos e a parceria que em pouco tempo foram incontáveis.

Ao meu professor e orientador Fábio Mícolis pelos ensinamentos, pelo apoio, pelo reconhecimento e pela dedicação no meu trabalho. Sem ele eu jamais conseguiria chegar até aqui.

A todas as pessoas que tive a oportunidade de conhecer neste período e que deixaram um pouco de si em mim e neste trabalho.

A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio (Processos nº 2018/07542-7 e 2019/03214-8) com bolsas de Mestrado no país e no exterior. Esses auxílio me proporcionaram crescimento pessoal e profissional imensuráveis e foram cruciais para que eu pudesse conduzir e finalizar esse trabalho com tanta dedicação.

Epígrafe

“Stay hungry, stay foolish”

(Frase proferida por Steve Jobs em um de seus mais importantes discursos)

Sumário

Contextualização	17
Estudo 1: A relação do reflexo H do músculo vasto medial com o momento extensor do joelho durante atividades funcionais em mulheres com DFP.....	21
Introdução.....	21
Métodos	23
Resultados.....	30
Discussão	36
Conclusão	40
Estudo 2: Influência da crepitação de joelho em padrões de movimento de mulheres com e sem dor femoropatelar	41
Introdução.....	41
Métodos	43
Resultados.....	49
Discussão	54
Conclusão	56
Considerações finais e direcionamentos futuros	58
Referências	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Dados demográficos e medidas auto reportadas em mulheres com DFP.....	31
Tabela 2. Descrição dos parâmetros do momento extensor do joelho durante <i>step-down</i> , agachamento e descida de escada em mulheres com DFP	32
Tabela 3. Correlação entre o reflexo H e os parâmetros do momento extensor do joelho durante <i>step-down</i> , agachamento e descida de escada em mulheres com DFP.....	33
Tabela 4. Medidas antropométricas das participantes	51
Tabela 5. Média (DP) da cinemática de tronco e joelho e dos parâmetros do momento extensor do joelho durante a tarefa de <i>step-down</i>	52

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Gráficos de correlações entre o reflexo H com pico, pico da potência e taxa de desenvolvimento do momento extensor do joelho durante step-down em mulheres com DFP	34
Figura 2. Gráficos de correlações entre o reflexo H com pico, pico da potência e taxa de desenvolvimento do momento extensor do joelho durante agachamento em mulheres com DFP.....	35
Figura 3. Gráficos de correlações entre o reflexo H com pico, pico da potência e taxa de desenvolvimento do momento extensor do joelho durante descida de escada em mulheres com DFP	36
Figura 4. Recrutamento das participantes, divisão dos grupos e análises subsequentemente realizadas	46
Figura 5. Gráficos de curvas dos valores médios para a cinemática no plano sagital do tronco (A) joelho (B) e para o momento extensor do joelho (C) entre os grupos durante a tarefa de <i>step-down</i> . Valores positivos indicam flexão de tronco e joelho e um momento extensor do joelho interno.....	53

LISTA DE ABREVIATURAS

DFP – dor femoropatelar;

MEJ – momento extensor do joelho;

AFP – articulação femoropatelar;

VM – vasto medial;

EVA – escala visual analógica;

IMC – índice de massa corporal;

AKPS – *anterior knee pain scale*;

ICC – *intra-class correlation coefficient*;

SPSS – *Statistical Software for Social Science*;

ANOVA – Análise de variância;

Resumo

A dor femoropatelar (DFP) é uma das desordens de joelho mais comumente reportada na população geral e populações específicas (atletas, adolescentes e militares), sendo a população feminina mais afetada. Por anos, pesquisadores têm investigado mecanismos que possam explicar o desenvolvimento e a persistência da DFP, como a função muscular do quadríceps femoral. Especificamente, alterações na produção do momento extensor do joelho (MEJ) têm sido reportadas, embora ainda com limitada investigação, e definidas como importantes alterações que necessitam de análises mais aprofundadas no contexto da DFP. Sugere-se que uma melhor compreensão dos mecanismos envolvidos com essas alterações possa fornecer novas informações a respeito do desenvolvimento da DFP e também novas abordagens clínicas a serem investigadas para auxiliar no prognóstico desses pacientes. É proposto que as alterações no MEJ possam estar inter-relacionadas com alterações estruturais e neurofisiológicas recentemente investigadas. Assim, o principal objetivo desse trabalho foi investigar o papel da presença da crepitação do joelho e de alterações no reflexo H na produção do MEJ em mulheres com DFP baseado em dois importantes estudos que fundamentaram essa dissertação. Resultados controversos ao que tem sido teorizado pela literatura foram encontrados, entretanto, estas ainda são investigações primárias e cautelas a respeito de quaisquer conclusões devem ser tomadas. Investigações futuras são importantes para maior compreensão das alterações do MEJ na DFP.

Palavras chaves: dor femoropatelar, momento extensor do joelho, reflexo H, crepitação de joelho

Abstract

Patellofemoral pain (PFP) is one of the most commonly reported knee disorder in general population and also in specific populations (athletes, adolescents and military), being women the most affected population. For years, researchers have been investigated several mechanisms in an attempt to understand the development and persistence of PFP, such quadriceps muscular function. More specifically, alterations on knee extensor moment (KEM) production have been reported, although poor explored so far, and defined as important to be more deeply explored in PFP context. It is suggested that a better comprehension about mechanisms involved with KEM alterations can provide novel information about PFP development and also novel insights for clinical approaches to be investigated in order to help in PFP prognosis. Interestingly, it has been proposed that KEM alterations can be inter-related to structural and neurophysiological factors, which were recently explored in PFP. However, these inter-relationships have not been investigated. The mainly aim of this work was to investigate the role of knee crepitus presence and H reflex alterations in KEM in women with PFP based in two important studies that substantiated this mainly work. Controversial findings related to what have been proposed in theory by the literature were found. However these are only primary investigations and caution with any conclusion should be taken. Future investigations are important for more comprehension about KEM alterations in PFP.

Keywords: patellofemoral pain, knee extensor moment, H-reflex, knee crepitus

Contextualização

Sabe-se que a dor femoropatelar (DFP) é uma das desordens de joelho mais comumente reportadas na população geral de homens e mulheres e também em outras populações como em adolescentes, atletas e militares¹. Especificamente, a população de mulheres tem-se apresentado como duas vezes mais propensa ao desenvolvimento da DFP, elevando o enfoque das pesquisas nessa população¹. Atualmente se estabelece que essa seja uma condição não traumática, de início insidioso e caráter multifatorial que em muitos casos persiste em longo prazo, mesmo após intervenções²⁻⁴. Os estudos têm mostrado cada vez mais que, embora inicialmente tenha sido considerada uma condição não incapacitante⁵ a presença da DFP parece afetar diversos aspectos da condição de um indivíduo. Além da persistência da dor^{5,6} e da sua possível progressão para lesões degenerativas em longo prazo⁷, indivíduos com DFP apresentam menores indicadores de qualidade de vida⁸, menores níveis de função auto reportada^{6,9}, redução dos níveis de atividade física¹⁰ e, mais recentemente, reportou-se também danos relacionados a fatores psicológicos nesses indivíduos, como a catastrofização da dor e cinesiofobia¹¹. Por essa razão, esclarece-se a necessidade de explorar outros mecanismos associados ao desenvolvimento da DFP, uma vez que muitos ainda permanecem pouco explorados e outros não esclarecidos^{12,13}. E neste contexto que, pesquisas dentro da temática da DFP têm por objetivo compreender essa condição em sua totalidade, expandindo discussões para mecanismos antes não explorados ou ainda pouco esclarecidos^{3,12}.

De modo geral, o olhar das pesquisas para investigações de outros fatores, além apenas da biomecânica, mesmo que muito relacionados a ela, tem ganhado enfoque nas discussões sobre a DFP. É possível acompanhar o desenvolvimento das pesquisas na área através de consensos publicados^{2,12-16}. Em comum, por meio das discussões que orientam

essas publicações, existe a grande preocupação a respeito dos fatores que envolvem a fisiopatologia da DFP, sendo a função muscular de quadríceps um dos mais amplamente discutidos. Por anos, as alterações eletromiográficas do grupamento muscular do quadríceps foram mais exploradas na DFP na tentativa de entender a contribuição dos extensores de joelho sobre a biomecânica da patela nessa condição¹⁴. Com o tempo, novos estudos reportaram também a presença de outras alterações musculares relacionadas com propriedades estruturais e capacidade de geração de forças, o que estimulou novas discussões e fortes recomendações dos consensos para compreensões mais detalhadas da contribuição destes mecanismos possivelmente envolvidos¹². O avanço das investigações sobre a função muscular de quadríceps foi importante para que novas teorias pudessem ser colocadas em debate.

Adentrando as investigações da função muscular em indivíduos com DFP, um dos parâmetros que se tem mais recentemente discutido é o momento extensor do joelho (MEJ). Estudos recentes têm reportado uma redução na produção do MEJ durante atividades funcionais em indivíduos com DFP¹⁷⁻¹⁹. Entretanto, os mecanismos relacionados às alterações do MEJ permanecem ainda pouco esclarecidos na DFP. Propõe-se que a produção do MEJ seja importante para a distribuição das forças sobre a articulação do joelho que poderiam estar relacionadas ao maior estresse articular e dor¹⁹. Salsich et al¹⁸ encontrou uma redução do MEJ em indivíduos com DFP durante descida de escada, sugerindo-a como padrão do *quadríceps avoidance*, o qual foi proposto inicialmente por Powers et al²⁰ como uma estratégia para redução das demandas sobre o quadríceps e das forças de reação sobre a articulação do joelho. Brechter et al¹⁹ atribuiu a redução de forças de reação articular na articulação femoropatelar (AFP) como consequência da redução do MEJ durante subida de escada, e relacionou essas alterações a um padrão do *quadríceps avoidance*. Entretanto, ainda não se compreende claramente a presença desse padrão e dos mecanismos relacionados ao seu comportamento. Estudos sugerem ainda que outras alterações

biomecânicas, como estratégias do joelho e do tronco no plano sagital e redução da cadência durante as atividades possam também afetar a produção do momento^{18,19}.

Além da possível inter-relação entre fatores biomecânicos para as alterações do MEJ, especula-se também que haja relação entre fatores estruturais e neurofisiológicos com alterações biomecânicas em indivíduos com DFP¹². Propõe-se por que uma análise mais detalhada da função muscular de extensores de joelho, incluindo a análise de diferentes parâmetros do MEJ e da inter-relação destes com elementos estruturais e neurofisiológicos, possam auxiliar o entendimento das alterações da produção do MEJ e suas respectivas consequências sobre a condição dos indivíduos com DFP^{12,14}. Entretanto pouco ainda se tem explorado sobre isso¹² e é com o enfoque nas recomendações atuais dos consensos de DFP que esse estudo foi baseado.

A crepitação de joelho é um fator estrutural que foi apenas recentemente investigado na DFP^{21,22}. Ainda que considerada um sinal clínico frequentemente apresentado por indivíduos com DFP², a crepitação de joelho tem sido pouco explorada e sua relação com as alterações de padrões do MEJ em indivíduos com DFP permanece desconhecida¹³. Da mesma forma, estudos recentes têm reportado alterações em parâmetros neurofisiológicos de indivíduos com DFP²³⁻²⁵, entretanto a contribuição dessas alterações para a função muscular de quadríceps permanece pouco esclarecida. Dentre essas, as reduções na amplitude do reflexo de *Hoffman* (reflexo H) encontradas em indivíduos com DFP são propostas estarem relacionadas com as alterações na produção do MEJ durante as atividades funcionais^{26,27}. Ambos, a crepitação de joelho e o reflexo H, foram investigadas pelo Laboratório de Biomecânica e Controle Motor da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista. Essas investigações têm encaminhado discussões a respeito da presença da crepitação e da redução do reflexo H no âmbito psicológico e de marcadores clínicos.

Entretanto, o papel desses fatores, para a biomecânica e mais especificamente para o MEJ ainda não foi explorada e é o foco dessa dissertação.

Os dois estudos apresentados a seguir compõem produtos de dois projetos de pesquisa, sendo um deles majoritariamente conduzido no país e o outro conduzido no exterior com a colaboração internacional de um expert da área da DFP. A apresentação, objetivo, metodologia e discussão de ambos serão apresentados em cada um dos respectivos estudos.

Estudo 1: A relação do reflexo H do músculo vasto medial com o momento extensor do joelho durante atividades funcionais em mulheres com DFP

Introdução

A DFP é uma das desordens de joelho mais comuns na população geral^{1,28}, apresentando uma prevalência anual de 22.7%¹. Mulheres têm sido uma população foco nas pesquisas em DFP por apresentarem maior prevalência (estimada de 13% em mulheres jovens adultas)²⁹ e propensão (aproximadamente duas vezes mais chances) comparado aos homens³⁰. Sem a presença de histórico de trauma ou lesão, a DFP é definida como uma dor difusa na região anterior do joelho², exacerbada por atividades que sobrecarregam a articulação femoropatelar (AFP), como agachamento, subida e descida de escada². Ainda, a importância de se compreender os mecanismos relacionados com a DFP tem sido cada vez mais evidenciada uma vez que esta é uma condição persistente³ e que afeta a qualidade de vida dos indivíduos⁸.

Alterações da função de músculos extensores de joelho têm sido reportadas em indivíduos com DFP^{13,18,31-33}. Menor volume e área transversal do quadríceps femoral, redução da produção do MEJ e torque extensor foram encontradas nessa população^{18,19,31,32}. Além disso, alterações na produção de força muscular de extensores de joelho são reportadas como fatores de risco para o desenvolvimento da DFP³⁴. Ainda, a persistência dos danos na produção de força dos músculos extensores de joelho pode contribuir para a incompleta recuperação após intervenções e afetar o prognóstico da DFP^{3,35}. Com maior enfoque, sugere-se que fatores biomecânicos previamente explorados como movimentos do tronco e joelho reportados em indivíduos com DFP poderiam alterar a capacidade de produção de

força dos músculos extensores de joelho¹⁷⁻¹⁹. Recentemente têm-se proposto também que alterações em mecanismos intrínsecos tais como aqueles relacionados ao controle de impulsos motores eferentes contribuiriam para os danos da produção de força muscular de extensores de joelho de indivíduos com DFP^{32,36,37}. A inter-relação entre mecanismos neurofisiológicos e alterações na função muscular de quadríceps é proposta por consensos da DFP, contudo, tem sido ainda muito pouco investigada^{12,14}.

Fatores neurofisiológicos foram recentemente explorados em músculos do quadríceps femoral em indivíduos com DFP e uma redução da amplitude do reflexo H do vasto medial (VM) foi encontrada^{26,27}. A redução na excitabilidade do reflexo H tem sido reportada estar relacionada com maiores níveis de dor e maior duração dos sintomas em indivíduos com DFP²⁶. Entretanto, uma vez que o reflexo H é uma medida utilizada para estimar a excitabilidade dos α motoneurônios^{38,39}, a sua redução pode indicar uma redução da condução motora eferente mediada por mecanismos inibitórios aferentes a nível espinal⁴⁰. Uma menor amplitude do reflexo H do VM parece explicar, pelo menos em partes, as alterações da contração voluntária de quadríceps femoral sob presença de dor no joelho, o que por sua vez sugere uma relação entre as vias voluntárias e involuntárias no controle da geração de força⁴⁰. Entretanto, até o momento nenhum estudo investigou se alterações na excitabilidade do reflexo H se relacionam com as alterações da produção de força muscular de extensores de joelho, como por meio da análise das alterações na produção do MEJ durante atividades funcionais, em indivíduos com DFP.

Neste contexto, este estudo teve como objetivo investigar se a redução do reflexo H do VM se relaciona com o pico, pico da potência e taxa de desenvolvimento do MEJ durante *step-down*, agachamento e descida de escada em mulheres com DFP. Nossa hipótese é de que

o reflexo H se relacione significativamente com os parâmetros do MEJ durante as atividades funcionais em mulheres com DFP.

Métodos

Participantes

Vinte e nove mulheres com DFP com idade entre 18 a 35 anos³⁰ foram recrutadas através de divulgações nos cursos de graduação e pós-graduação da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista (FCT/UNESP) e através de divulgações em mídias sociais. Todas as participantes deste estudo foram informadas a respeito da natureza da pesquisa e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Critérios de elegibilidade

Os critérios de elegibilidade foram baseados em estudos prévios^{2,41,42}. O diagnóstico da DFP foi realizado por um fisioterapeuta com mais de 5 anos de experiência clínica. Os critérios de inclusão foram: (1) reportar dor anterior de joelho ao executar, pelo menos, duas das seguintes atividades: permanecer sentado por período prolongado, realizar agachamentos, ajoelhar, correr, subir e descer escadas, saltar e aterrissar; (2) reportar sintomas de início insidioso e duração de pelo menos 2 meses e (3) reportar o pior nível de dor no mês anterior de pelo menos 30 mm em uma escala visual analógica (EVA) DE 100 mm⁴³. As participantes precisavam satisfazer os 3 critérios para serem incluídas. Os critérios de exclusão foram: (1) Sinal ou sintoma de outras desordens de joelho reportadas atualmente ou no passado; (2) histórico de qualquer procedimento cirúrgico em qualquer articulação do membro inferior; (3) história de subluxação patelar, de evidencia clínica para lesão de menisco, instabilidade

ligamentar ou efusão articular; (4) desordem degenerativa sintomática em qualquer articulação do membro inferior; (5) patologias do tendão patelar; (6) dor referida da coluna lombar, quadril, tornozelo ou pés; e (7) presença de condições médicas que contraindicassem qualquer procedimento realizado durante a coleta de dados.

Procedimentos

Avaliação inicial

Dados demográficos incluindo idade, peso corporal, altura e índice de massa corpórea (IMC) foram coletados. O membro sintomático (sintomas unilaterais) ou mais sintomático (sintomas bilaterais) foi considerado para as análises²⁷. Durante a avaliação inicial, as participantes foram orientadas a reportar a intensidade da pior dor no joelho durante o mês anterior (EVA 100 mm). Um extremo da linha (esquerdo, escore 0) indicava nenhuma dor enquanto que o outro extremo da linha (direito, escore 100) indicava a pior dor já sentida. As participantes foram instruídas a desenhar uma linha perpendicular na escala na posição que mais acuradamente indicasse a intensidade da dor. A EVA é válida e reprodutível para avaliar indivíduos com DFP⁴³. O questionário *Anterior Knee Pain Scale* (AKPS) foi também completado pelas participantes. O AKPS é um questionário de 13 questões que avalia sintomas subjetivos e limitações funcionais associados com a DFP⁴⁴. O escore varia de 0 a 100, com o escore máximo indicando nenhuma incapacidade. Essa ferramenta foi validada para pessoas com DFP e demonstrou alta confiabilidade de teste-reteste⁴³.

Estimulação e coleta do reflexo H

As ondas motoras (ondas M) e o reflexo H do músculo VM foram obtidos por meio da estimulação elétrica (pulsos retangulares de duração de 1 milissegundo) aplicada sobre o

nervo femoral através de eletrodos de superfície (área de 2 cm²) posicionados na pele sobre o canal inguinal. As participantes foram orientadas a se posicionarem em decúbito dorsal, com os membros superiores estendidos ao longo do corpo e repousando a cabeça em posição neutra. As mesmas foram orientadas a se relaxarem completamente e evitar qualquer movimento voluntário durante os testes. Um aumento progressivo da estimulação elétrica de 0.5 a 1.0 mA foi realizado até encontrar a maior curva de recrutamento do reflexo H visível, mensurada pela amplitude pico-a-pico do sinal eletromiográfico não retificado exibido em um osciloscópio²⁶. Intervalos de 10 a 15 segundos foram aplicados aleatoriamente entre os estímulos consecutivos para minimizar o *input* sensorial proveniente do fuso muscular durante estiramentos repetidos do músculo, além de evitar a depressão do reflexo H devido a liberação reduzida de neurotransmissores⁴⁵. A captação dos sinais eletromiográficos foi realizada usando eletrodos autoadesivos de superfície (eletrodos Ag/AgCl [Meditrace®], 0.8 cm de diâmetro) posicionados sobre o músculo VM (distância entre eletrodos de 2 cm). Os eletrodos foram posicionados distalmente ao eixo longitudinal do fêmur de acordo com a orientação das fibras do VM, dois centímetros distais ao ponto motor em direção ao ventre muscular²⁷. Baseado na intensidade de estimulação encontrada para promover a máxima amplitude do reflexo H (H_{max}), uma amostra de 10 H_{max} foi obtida. Após a coleta do H_{max} , 5 ondas M máximas (M_{max}) foram registradas. Como a amplitude das ondas M aumenta com o aumento da intensidade do estímulo e, em seguida atinge um platô, a intensidade do estímulo supramáximo foi usada para obter a M_{max} ²⁶. Um condicionador de sinais modelo MSC 1000 V3, com “*common rejection moderation*” maior que 130 dB, impedância de 10 GΩ e razão sinal/ruído menor que 3 mV foi utilizado. Os sinais foram enviados a uma interface analógico-digital (modelo USB6009, National Instruments) com uma taxa de amostragem de

5 kHz e os dados foram armazenados em um disco rígido que possibilitou processamento *off-line* posteriormente²⁶. Esse protocolo apresenta coeficiente de correlação intra-classe (ICC) *inter-session* de 0.95 e *intra-session* ICC de 0.98⁴⁶.

Sistema de análise do movimento

As análises biomecânicas foram realizadas com um sistema de análise de movimento tridimensional (3D) com 29 marcadores posicionados em pontos anatômicos específicos previamente descritos⁴⁷ de acordo com os modelos *Plug-in-Gait* e *Oxford foot model*. O *set up* do sistema de análise de movimento (VICON Movement Systems Inc, EUA) foi composto de nove câmeras infravermelho (Bonita 10®), com uma resolução de 1 Megapixel – 1024x1024 e com uma frequência de aquisição de 100 Hz. Uma plataforma de força (AMTI OR6-6, USA)⁴⁸, alocada no quarto degrau de uma escada de sete degraus (18 cm de altura, 28 cm de profundidade e 1 metro de largura)^{49,50}, foi sincronizada com o sistema de análise de movimento pelo *ViconLock*®, onde foram obtidos os sinais analógicos em uma frequência de amostragem de 4000 Hz.

Para iniciar a coleta dos dados biomecânicos, as participantes foram primeiramente instruídas a se manterem relaxadas em apoio bipodal sobre o quarto degrau da escada para a calibração inicial. Após, a coleta dos dados durante as diferentes atividades foi realizada.

Step-down

As participantes foram instruídas a realizarem a tarefa de *step-down* em apoio unipodal (membro a ser testado) e foram posicionadas com as mãos nas cinturas, com o pé do membro não testado posicionado na frente do degrau, joelho em completa extensão e tornozelo em máxima dorsiflexão. As participantes foram então instruídas a tocar o degrau de

baixo com o membro não testado e retornar a posição inicial⁵¹. A altura do degrau foi ajustada de forma que cada participante pudesse realizar a tarefa atingindo no máximo 60° de flexão de joelho⁵¹. Familiarizações com três testes foram realizadas e então os dados foram coletados durante 5 tentativas da tarefa em um padrão natural e confortável para cada participante⁵².

Agachamento

Para realização do agachamento bipodal, as participantes foram orientadas a se posicionar em apoio bipodal sobre o degrau, com joelhos em completa extensão, ombros fletidos a 90°, com cotovelos e punhos completamente estendidos. As participantes foram então orientadas a realizar o agachamento em um padrão natural e confortável, atingindo no máximo até 90° de flexão do joelho e então retornar à posição inicial⁵³. Familiarizações com três testes foram realizadas e então os dados foram coletados durante 5 tentativas da tarefa para cada participante⁵².

Descida de escada

Por fim, as participantes foram orientadas a realizar a tarefa de descida de escada. As participantes foram orientadas a realizarem a descida de escada da maneira mais natural e confortável, sem apoio para os membros superiores. As participantes foram orientadas a descender as escadas com a alternância dos membros inferiores, apoiando o membro testado sobre o quarto degrau da escada. Familiarizações com três testes foram realizadas e então os dados foram coletados durante 5 tentativas da tarefa para cada participante⁵².

Análise dos dados

Hmax/Mmax ratio

Os sinais eletromiográficos foram amplificados (ganho final de 1000x) e filtrados (filtro *Butterworth* de 4º ordem com frequência de corte definidas de 5 e 2000Hz) e processados no *software* MATLAB® (The Math Works, Inc, Natick, MA). Para cada participante, M_{\max} foi definida como a amplitude máxima pico-a-pico observada entre as 5 M_{\max} coletadas²⁷. A média de 10 H_{\max} coletadas foi calculada da amplitude pico-a-pico de cada repetição²⁷. Uma vez que a M_{\max} representa o momento em que quase todos os grupamentos de neurônios motores estão ativados^{38,54}, a H_{\max} é geralmente normalizada pela M_{\max} para considerar as diferenças na geometria muscular entre as participantes bem como controlar diferenças entre participantes na eficácia da estimulação nervosa e do número total de unidades motoras acessíveis⁵⁵. Assim, as medidas de H_{\max} foram normalizadas em função da M_{\max} (H_{\max}/M_{\max} *ratio*), permitindo a comparação entre as participantes e entre grupos^{26,27}.

Parâmetros do momento extensor do joelho

Cada teste das três tarefas foi filtrado com um filtro *Butterworth* de 4º ordem, passa-baixa com frequência de corte de 6 Hz⁵², identificados e rotulados dentro do ViconNexus® 2.7 (Vicon Movimento Systems Inc, EUA) para a reconstrução. Modelos de *link-segment* e equações de dinâmica inversa (ViconNexus 2.0® Software) foram utilizados para obter os dados cinéticos dos membros inferiores durante o *step-down*, agachamento e a descida de escada⁵².

Para a tarefa de *step-down* o início da tarefa foi definido como o momento em que a participante iniciou, em apoio unipodal, a fase descendente da tarefa, enquanto o final da tarefa foi definido como o momento em que a participante se posicionou novamente em apoio duplo sobre o degrau. Para a tarefa de agachamento, o início da tarefa foi definido como o

momento em que a participante iniciou a fase descendente do agachamento bipodal enquanto o final da tarefa foi definido como o momento em que a participante retornou a posição inicial de apoio bipodal e completa extensão de joelho. A fase de apoio da descida de escada foi utilizada para análises e definida como o período em que o pé estava em contato com a plataforma de força (quarto degrau)⁴⁷. O início e o final da fase de apoio foram determinados quando a força vertical de reação do solo excedeu 10 N acima e abaixo, respectivamente⁴⁷. Todos os parâmetros do momento extensor interno de joelho foram obtidos com códigos personalizados no MATLAB. O pico de intensidade do MEJ foi considerado como o máximo valor do MEJ durante todo o período das tarefas. O pico da potência do MEJ foi calculado multiplicando o MEJ pela velocidade angular da articulação do joelho e o valor máximo durante todo o período das tarefas foi considerado. A taxa de desenvolvimento do MEJ foi calculada como a mudança de cada ponto do MEJ em relação a cada ponto de tempo, do início de cada tarefa até o valor de pico do MEJ⁴⁷. O valor de média da taxa de desenvolvimento do MEJ foi considerado. Todos os dados cinéticos foram normalizados pelo peso corporal de cada participante.

Análises Estatística

O cálculo amostral para estimativa do tamanho da amostra foi calculado baseado nos resultados de De Oliveira Silva et al.²⁶ que investigou a relação entre o reflexo He parâmetros da dor em indivíduos com DFP. A variável utilizada para o cálculo foi a amplitude do reflexo H de indivíduos com DFP²⁷. Para um teste com poder de 80% ($1-\beta=0.80$) e $\alpha=0.05$, bicaudal, o tamanho da amostra calculado foi de 13 indivíduos para uma correlação esperada de $r = 0.505$ ²⁶.

As análises estatísticas para as variáveis investigadas foram realizadas usando o *Statistical Software for Social Sciences* (IBM 23.0, SPSS inc., Chicago, IL) com um nível de significância de $p < 0.05$. Análises de correlações entre H_{\max}/M_{\max} *ratio* e parâmetros do MEJ durante *step-down*, agachamento e descida de escada foram analisadas com o teste de correlação de Pearson. A magnitude das correlações foi interpretada como: < 0.25 , baixa ou nenhuma relação; 0.5 a 0.75, moderada ou boa; e > 0.75 , excelente⁵⁶.

Resultados

As análises foram realizadas baseadas no recrutamento de 29 mulheres com DFP. Os dados de idade, altura, peso corporal, IMC, dor e função auto reportadas das mulheres com DFP foram detalhadamente apresentados na Tabela 1.

Correlação entre reflexo H e parâmetros do MEJ durante atividade funcionais

A descrição detalhada dos parâmetro do MEJ durante *step-down*, agachamento e descida de escada em mulheres com DFP foi apresentada na Tabela 2. Nenhuma correlação significativa foi encontrada entre H_{\max}/M_{\max} *ratio* com pico do MEJ, pico da potência e taxa de desenvolvimento do MEJ durante *step-down*, agachamento e descida de escada (Tabela 3). Gráficos representando os dados de correlação entre o reflexo H com pico, pico da potência e taxa de desenvolvimento do MEJ durante *step-down*, agachamento e descida de escada são apresentados nas figuras 1, 2 e 3 respectivamente.

Tabela 1. Dados demográficos e medidas auto reportadas em mulheres com DFP

Demográficos	Média (DP)
Idade (anos)	21.44 (3.10)
Altura (m)	1.62 (0.06)
Peso corporal (kg)	64.48 (9.13)
IMC (kg/m ²)	24.37 (3.80)
Medidas auto reportadas	
Duração dos sintomas (meses)	46.07 (50.22)
Pior intensidade da dor no mês anterior (EVA)	55.48 (16.81)
Função auto reportada (AKPS)	70.40 (11.56)

Abreviações: DP – desvio padrão; IMC – índice de massa corporal; EVA – escala visual analógica (0 - 100 mm);

AKPS - *anterior knee pain scale* (0 – 100).

Tabela 2. Descrição dos parâmetros do momento extensor do joelho durante *step-down*, agachamento e descida de escada em mulheres com DFP

Variáveis	Média (DP)
<i>Step-down</i>	
Pico do MEJ (Nm.kg ⁻¹)	0.63 (0.21)
Pico da potência (W/Kg)	-0.73 (0.25)
Taxa de desenvolvimento do MEJ (Nm.kg ⁻¹ /s)	0.88 (0.27)
Agachamento	
Pico do MEJ (Nm.kg ⁻¹)	1.04 (0.42)
Pico da potência (W/Kg)	-1.91 (0.93)
Taxa de desenvolvimento do MEJ (Nm.kg ⁻¹ /s)	1.04 (0.39)
Descida de escada	
Pico do MEJ (Nm.kg ⁻¹)	0.72 (0.19)
Pico da potência (W/Kg)	-3.52 (1.00)
Taxa de desenvolvimento do MEJ (Nm.kg ⁻¹ /s)	3.92 (1.96)

Abreviações: DP – desvio padrão; MEJ – momento extensor do joelho.

Tabela 3. Correlação entre o reflexo H e os parâmetros do momento extensor do joelho durante *step-down*, agachamento e descida de escada em mulheres com DFP

<i>Step-down</i>						
	Pico do MEJ		Pico da potência		Taxa de desenvolvimento do MEJ	
	r	p	r	p	r	p
H_{\max}/M_{\max} ratio	-0.113	0.573	0.263	0.168	-0.040	0.836
Agachamento						
	Pico do MEJ		Pico da potência		Taxa de desenvolvimento do MEJ	
	r	p	r	p	r	p
H_{\max}/M_{\max} ratio	-0.112	0.569	-0.110	0.570	-0.24	0.901
Descida de escada						
	Pico do MEJ		Pico da potência		Taxa de desenvolvimento do MEJ	
	r	p	r	p	r	p
H_{\max}/M_{\max} ratio	0.016	0.935	0.160	0.933	-0.122	0.529

Abreviações: MEJ – momento extensor do joelho. *Representa uma correlação significante ($p < 0.05$).

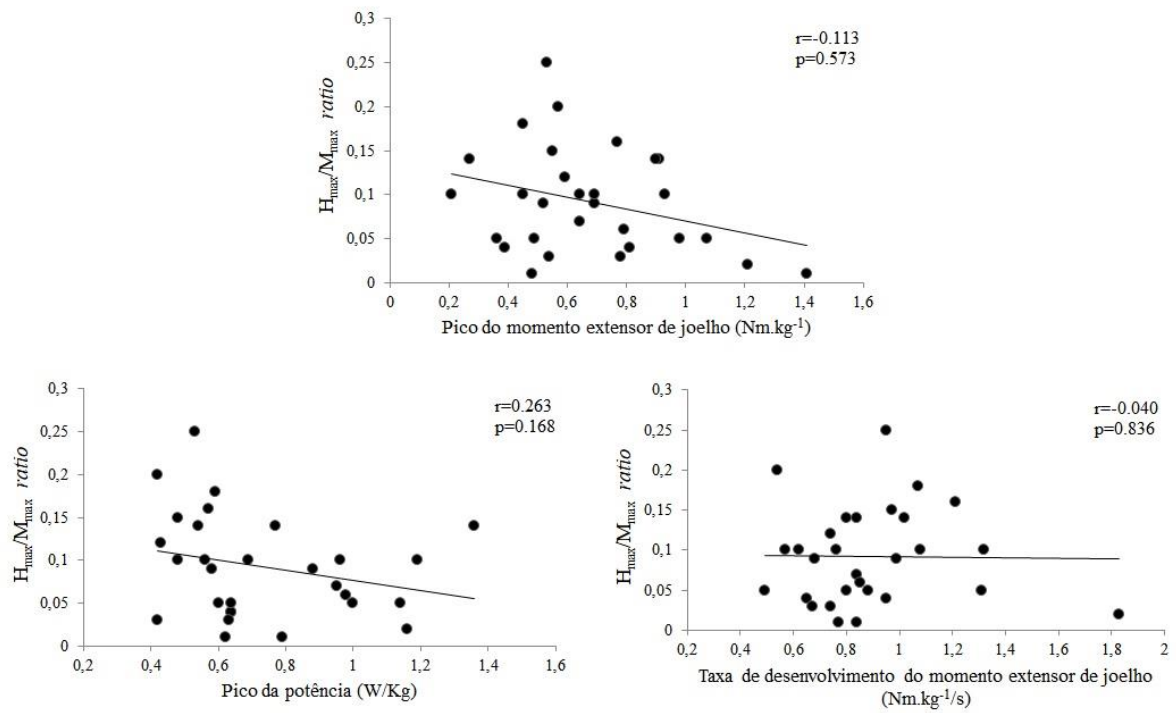


Figura 1. Gráficos de correlações entre o reflexo H com pico, pico da potência e taxa de desenvolvimento do momento extensor do joelho durante step-down em mulheres com DFP

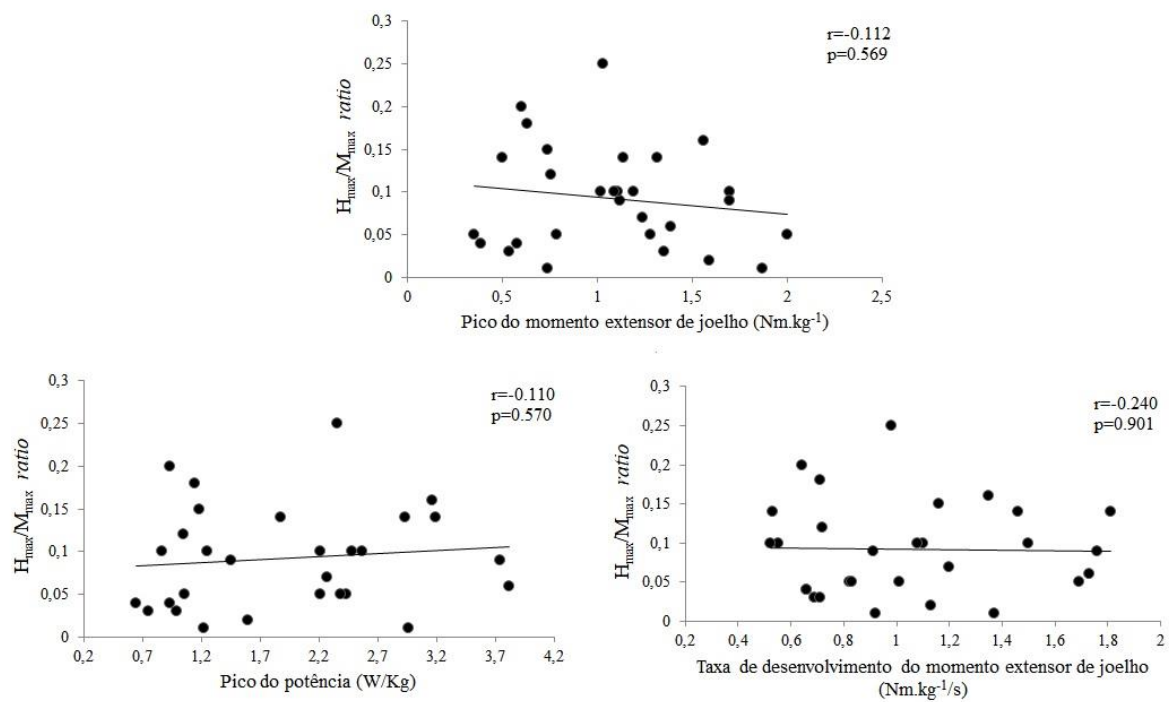


Figura 2. Gráficos de correlações entre o reflexo H com pico, pico da potência e taxa de desenvolvimento do momento extensor do joelho durante agachamento em mulheres com DFP

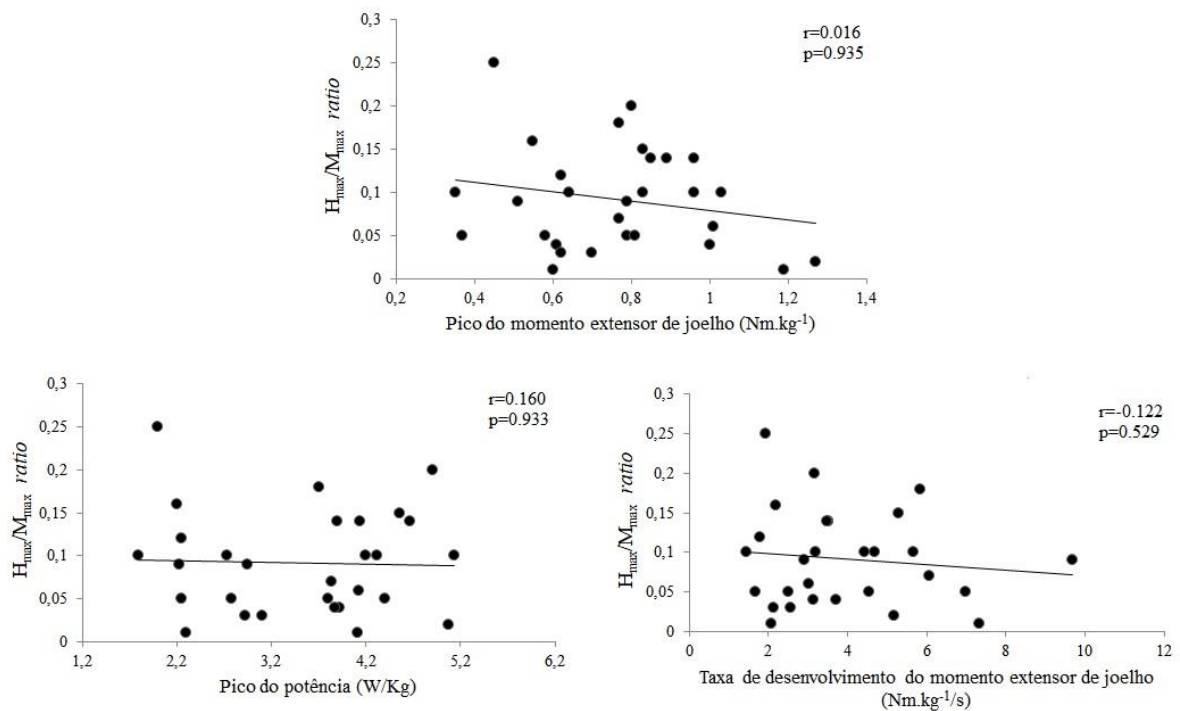


Figura 3. Gráficos de correlações entre o reflexo H com pico, pico da potência e taxa de desenvolvimento do momento extensor do joelho durante descida de escada em mulheres com DFP

Discussão

Esse estudo objetivou investigar se o reflexo H se relaciona com pico, pico da potência e taxa de desenvolvimento do MEJ durante *step-down*, agachamento e descida de escada em mulheres com DFP. Os resultados mostraram que nossa hipótese inicial foi rejeitada. Não foram encontradas correlações significantes entre o reflexo H com o pico, pico da potência e taxa de desenvolvimento do MEJ durante *step-down*, agachamento e descida de escada em mulheres com DFP.

Alterações relacionadas com a excitabilidade aferente a nível medular, investigadas através do reflexo H, têm sido reportadas em mulheres com DFP^{26,27}. Mulheres com DFP

apresentam redução significativa do H_{max}/M_{max} ratio do músculo VM comparado a mulheres assintomáticas²⁷. Sugere-se ainda que alterações na excitabilidade aferente medular poderia alterar a condução de impulsos motores o que influenciaria a capacidade do quadríceps em gerar forças em indivíduos com DFP³⁷. Entretanto, não foram encontradas relações significantes entre o reflexo H com parâmetros do MEJ nesse estudo. Em indivíduos com DFP, a redução do reflexo H do músculo VM parece estar relacionada a maiores níveis de dor e com a persistência dos sintomas²⁶. Estudos recentes têm proposto que as alterações na ativação muscular por meio das alterações na excitabilidade de vias reflexas espinhais se dão mais expressivamente em períodos de exacerbação dos sintomas^{40,57}. Considerando que a DFP é uma desordem persistente em por longo prazo e apresenta sintomatologia de caráter intermitente^{2,58}, os efeitos das alterações do reflexo H sobre o MEJ podem ser mais expressivos decorrentes da exacerbação e cronicidade da DFP²⁶.

Mecanismos inibitórios de neurônios motores podem ser modulados por diferentes vias medulares e centrais⁵⁷. Assim, outras vias, além das especuladas pela análise do reflexo H, podem estar envolvidas com as alterações da função muscular de quadríceps em indivíduos com DFP. A ativação de vias inibitórias não-recíprocas (vias Ib, moduladas pelo órgão tendinoso de Golgi), a presença de mecanismos de inibição recorrente (frequentemente relacionada com a excitação de células inibitórias de Renshaw) e a excitabilidade do reflexo de flexão podem levar a inibição da condução de sinais a neurônios motores sinérgicos e afetar a geração de força^{57,59}. Alterações na excitabilidade cortico-espinhal e na taxa de ativação central do quadríceps femoral de indivíduos com DFP têm sido também recentemente encontradas^{23,25}, sugerindo uma possível ligação entre mecanismos inibitórios voluntários (investigado pela taxa de ativação central) e involuntários (reflexo H) no controle

da geração de força em indivíduos com DFP⁴⁰. Entretanto, pouco tem sido investigado sobre a relação entre parâmetros neurofisiológicos e função muscular em indivíduos com DFP⁶⁰, o que não permite conclusões imediatas.

Em indivíduos com desordens de joelho, o potencial de geração de força muscular pode também ser resultado de estratégias compensatórias de padrões de movimento, que podem alterar a condução central para os neurônios motores^{37,61}. Estratégias compensatórias de movimento têm sido reportadas em indivíduos com DFP e podem também estar relacionadas com as alterações do MEJ^{18,19}. Um estudo recente investigou a taxa de ativação central do quadríceps em indivíduos com DFP durante exacerbação da DFP e reportou que o aumento da dor reduziu a taxa de ativação central do quadríceps sem nenhuma alteração no torque extensor do joelho²³. Interessantemente, os autores encontraram uma redução do MEJ acompanhada pelas alterações na taxa de ativação central e sugeriram o *quadríceps avoidance* como possível fator contribuinte²³. A redução do ângulo de flexão de joelho é também uma estratégia apresentada por indivíduos com DFP⁶², o que por sua vez poderia promover uma desvantagem mecânica na geração de força do quadríceps durante as atividades e conseqüentemente afetar a ativação muscular³⁷. Assim, as alterações da função muscular podem ocorrer por diferentes vias e mecanismos que ainda têm sido pouco direcionados no contexto da DFP, pressupondo-se ainda que haja uma inter-relação entre aspectos biomecânicos, neurofisiológicos e psicológicos que necessita de mais explorações¹².

Discussões sobre a inter-relação entre mecanismos neurofisiológicos e função muscular têm sido cada vez mais presente nos consensos da DFP^{12,14}. Recomendações para maiores investigações sobre essa temática são cada vez mais ressaltadas na tentativa de que novas investigações sejam conduzidas no intuito de compreender detalhadamente como e por

meio de quais mecanismos as alterações da função muscular em indivíduos com DFP podem ocorrer^{12,14}. Este é apenas o primeiro estudo a investigar a relação do reflexo H com parâmetros da função muscular de quadríceps, especificamente do MEJ, em mulheres com DFP. Nossos resultados sugerem que as alterações na excitabilidade do reflexo H não parecem influenciar a produção do MEJ em indivíduos com DFP. Novos estudos são importantes para investigar o comportamento desses mecanismos em diferentes condições, diferentes populações (adolescentes, atletas, homens) e em diferentes períodos de história de DFP (sintomatologia em curto período de tempo, sintomatologia em longo período de tempo) para que haja um maior esclarecimento sobre a contribuição do reflexo H e de outros fatores neurofisiológicos para a produção do MEJ de indivíduos com DFP.

Limitações

Este estudo possui algumas limitações que precisam ser reconhecidas. Primeiro, uma vez que mulheres jovens adultas são mais acometidas pela DFP³⁰, nosso estudo apenas inclui na amostra mulheres com DFP e mulheres assintomáticas entre 18 e 35 anos; assim, nossos resultados não podem ser considerados para homens entre 18 e 35 anos, para mulheres acima de 35 anos e para a população de adolescentes do sexo feminino e masculino. Embora a análise do reflexo H no músculo VM seja confiável^{38,46} e tenha bom poder de acurácia (sensibilidade = 73%; especificidade = 67%) para verificar alterações em indivíduos com DFP²⁷, nós não investigamos o reflexo H do reto femoral e do VL, o que não permite a generalização dos nossos resultados para todo o grupamento muscular. Por fim, nossa análise não permitiu análises sobre as vias centrais de ativação, não podendo os resultados inferir sobre elas³⁸. Novos estudos permitirão a abordagem específica desses mecanismos para melhor entendimento destes no contexto da DFP.

Conclusão

Não existem correlações significantes entre o reflexo H com o pico, pico da potência e taxa de desenvolvimento do MEJ durante *step-down*, agachamento e descida de escada em mulheres com DFP. Esse é o primeiro estudo a investigar a relação do reflexo H com parâmetros da função muscular em indivíduos com DFP e, portanto, cautelas precisam ser tomadas em quaisquer conclusões. Novos estudos são necessários para investigar a relação das alterações neurofisiológicas com as alterações da função muscular de extensores de joelho em indivíduos com DFP.

Estudo 2: Influência da crepitação de joelho em padrões de movimento de mulheres com e sem dor femoropatelar

Introdução

A dor femoropatelar (DFP) é uma desordem comum de joelho de início insidioso¹ e prognóstico desfavorável em longo prazo³. As mulheres são duas vezes mais propensas a desenvolverem DFP do que os homens³⁰, com uma prevalência de 13% em mulheres entre 18 e 35 anos⁶³. A DFP é uma condição multifatorial caracterizada por dor difusa ao redor ou atrás da patela, exacerbada por atividades que sobrecarregam a articulação AFP tais como subida e descida de escada, agachamento e corrida². Estudos recentes têm reportado menores níveis de qualidade de vida⁸, atividade física¹⁰ e função auto reportada⁶⁴, bem como maiores níveis de cinesiofobia e catastrofismo⁶⁵⁻⁶⁷ em indivíduos com DFP comparado a indivíduos assintomáticos, o que reforça a importância de se compreender, em sua totalidade, os mecanismos envolvidos com essa condição.

A crepitação de joelho é comumente reportada em indivíduos com DFP²², a qual pode ser definida como um ruído de moagem audível e/ou vibrações palpáveis durante movimentos do joelho^{68,69}. Mulheres com crepitação de joelho tem 4 vezes mais chances de ter DFP comparado com aquelas sem crepitação de joelho²². De Oliveira Silva et al²² mostraram em seu estudo que 68% das mulheres com DFP apresentam crepitação de joelho. Contudo, eles não encontraram uma relação entre a crepitação de joelho com a função auto reportada e com o pior nível de dor em mulheres com DFP²². Uma vez que a crepitação de joelho é muito frequentemente presente em indivíduos com DFP^{22,70}, mais investigações sobre a sua influência nos padrões de movimento são necessárias.

Embora a crepitação do joelho não esteja relacionada com a função e a dor auto reportadas, os indivíduos com DFP possuem emoções e crenças negativas em relação à presença desta⁷⁰. Em um recente estudo qualitativo, indivíduos com DFP reportaram a crepitação de joelho como um símbolo de doença, o que faz com eles evitem realizar atividades físicas, eventos sociais e até mesmo a reabilitação⁷⁰. Além disso, eles também reportaram que alteram seus movimentos durante atividades diárias para evitar danos e/ou a presença da crepitação (barulho)⁷⁰. Alterações no movimento do tronco e joelho parecem ser realizadas durante atividades funcionais e são propostas estarem presentes para proteger o joelho da crepitação⁷⁰. Contudo, até o momento nenhum estudo investigou diretamente a influência da crepitação de joelho na biomecânica de indivíduos com DFP durante atividades funcionais. Alterações de movimento como aumento na flexão de tronco⁷¹, redução na flexão de joelho^{62,72} e menor produção do MEJ^{18,19} têm sido reportadas em indivíduos com DFP, entretanto, ainda nenhum estudo investigou se a presença da crepitação, DFP ou ambos apresentam diferentes influências sobre esses padrões de movimento.

Neste contexto, esse estudo objetivou comparar o pico de flexão de tronco, pico de flexão de joelho, velocidade angular do joelho e parâmetros do MEJ durante a tarefa de *step-down* em mulheres com e sem DFP, apresentando ou não crepitação de joelho. A hipótese é de que mulheres com DFP e crepitação de joelho poderiam apresentar-se com maior pico de flexão de tronco, pico de flexão de joelho, menor velocidade angular do joelho, menor pico, taxa de desenvolvimento e impulso do MEJ durante a tarefa de *step-down* comparado com mulheres com DFP sem crepitação de joelho e mulheres sem DFP com e sem crepitação de joelho.

Métodos

Esse é um estudo de caráter transversal aprovado pelo comitê de ética local. Cada participante foi informada a respeito da natureza da pesquisa e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Os dados desse estudo são análises secundárias de um recente estudo nosso²¹. A amostra atual contém 13 participantes a menos do que do estudo principal devido a erros na aquisição dos dados biomecânicos ($n = 10$) e por conta de alguns participantes não terem concordado em participar da coleta dos dados biomecânicos ($n = 3$).

Participantes

Esse estudo incluiu 57 mulheres com DFP e 46 sem DFP com idades entre 18 e 35 anos³⁰, recrutadas através de divulgações em universidades e postagens em mídias sociais. Um cálculo de tamanho amostral *posteriori* foi realizado baseado nos resultados de Salsich et al¹⁸ que comparou indivíduos com e sem DFP. A variável usada para o cálculo amostral foi o pico interno do MEJ, que apresentou uma diferença entre os grupos de 0.28 Nm/Kg^{-1} com um desvio padrão de 0.29 Nm/Kg^{-1} para os grupos DFP. Para um teste com poder de 80% ($1-\beta=0.80$) e $\alpha=0.05$, bicaudal, o tamanho da amostra calculado foi de 17 indivíduos por grupo.

Critérios de Elegibilidade

Os critérios de elegibilidade foram reportados em nosso estudo primário²¹. Brevemente, os critérios de inclusão para o grupo DFP foram: (1) reportar dor anterior de joelho ao executar, pelo menos, duas das seguintes atividades: permanecer sentado por período prolongado, realizar agachamentos, ajoelhar, correr, subir e descer escadas, saltar e aterrissar; (2) reportar sintomas de início insidioso e duração de pelo menos 4 meses e (3) reportar o pior nível de dor no mês anterior de pelo menos 30 mm em uma escala visual

analógica (EVA) DE 100 mm⁴³. As participantes precisavam satisfazer os 3 critérios para serem incluídas no grupo DFP. Para serem incluídas no grupo assintomático, as participantes não poderiam reportar sinais e sintomas de DFP ou de outra desordem neurológica ou musculoesquelética. Critérios de exclusão, avaliados por um fisioterapeuta, para ambos os grupos foram: (1) histórico de qualquer procedimento cirúrgico em qualquer articulação do membro inferior; (2) história de subluxação patelar, de evidência clínica para lesão de menisco, instabilidade ligamentar ou efusão articular; (3) Osteoartrite sintomática em qualquer articulação do membro inferior avaliada clinicamente de acordo com os critérios do *Osteoarthritis Research Society International*; (4) patologias do tendão patelar; (5) dor referida da coluna lombar, quadril, tornozelo ou pés; e (7) presença de condições médicas que contraindicassem qualquer procedimento realizado durante a coleta de dados.

Procedimentos

Previamente a coleta de dados, dados demográficos incluindo idade, peso corporal, índice de massa corporal (IMC) e altura foram coletados. O membro sintomático (sintomas unilaterais) ou mais sintomático (sintomas bilaterais) foi considerado para as análises do grupo DFP²². Para o grupo assintomático, o membro dominante (identificado como a perna que a participante usaria para chutar uma bola) foi considerado para as análises²¹.

Teste de crepitação de joelho

O teste de crepitação de joelho foi realizado como descrito no estudo²¹. Brevemente, o investigador posicionou a palma da mão sobre a patela para detectar a presença de uma contínua sensação de estalos contínuos enquanto a participante realizava um agachamento bipodal de até 90° de flexão de joelho⁷³. O teste foi considerado positivo para a crepitação de

joelho quando sensações de estalos contínuos, crepitação e trituração durante o movimento foram detectadas⁷⁴. Contudo, apenas um ou dois estalos não foram considerados como crepitação⁷⁴. Esse teste foi previamente reportado ser confiável com valor Kappa (Intervalo de confiança 95%) de 0.860 (0.727-0.993) para indivíduos com DFP e 0.906 (0.816-0.995) para indivíduos assintomáticos²².

Divisão dos grupos

Baseado nos achados do teste de crepitação (positive ou negative), as mulheres foram incluídas em 1 de 4 grupos: (i) DFP e crepitação de joelho (DFP-C; n=29); (ii) DFP sem crepitação de joelho (DFP-SC; n=28); (iii) assintomático e crepitação de joelho (AS-C; n=17); e (iv) assintomático sem crepitação (AS-SC; n=29). A descrição do recrutamento dos grupos e dos procedimentos do estudo são apresentados na Figura 4.

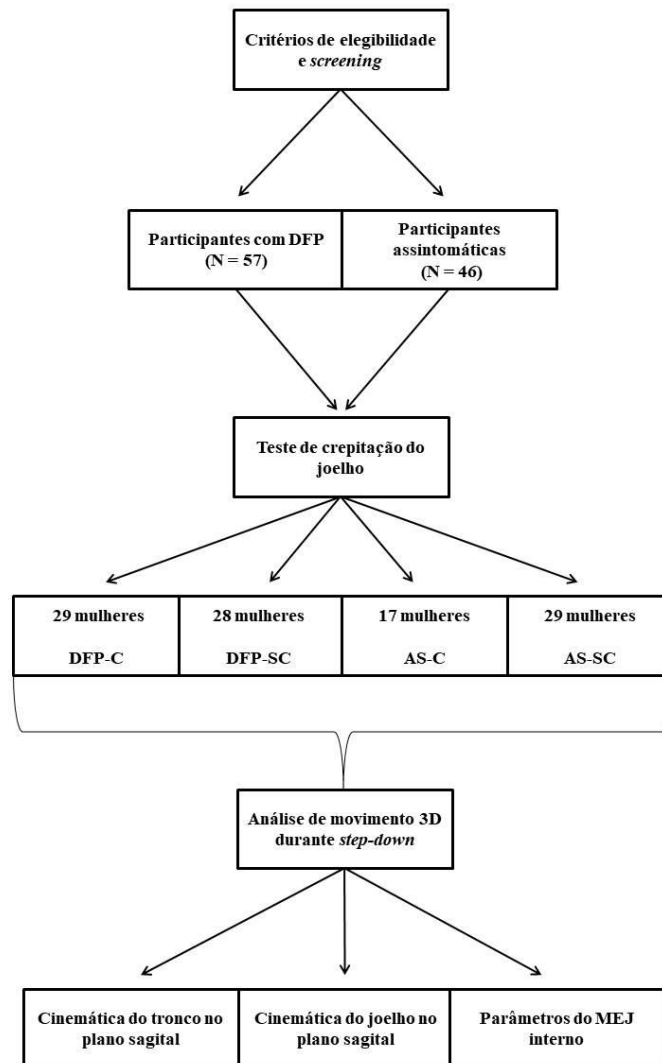


Figura 4. Recrutamento das participantes, divisão dos grupos e análises subsequentemente realizadas

Sistema de análise do movimento

As análises biomecânicas foram realizadas com um sistema de análise de movimento tridimensional (3D) com 25 marcadores posicionados em pontos anatômicos específicos previamente descritos⁴⁷ de acordo com o modelo *Plug-in-Gait*. O *set up* do sistema de análise de movimento (VICON Movement Systems Inc, EUA) foi composto de nove câmeras infravermelho (Bonita 10®), com uma resolução de 1 Megapixel – 1024x1024 e com uma frequência de aquisição de 100 Hz. As participantes foram primeiramente instruídas a se

manterem relaxadas em apoio bipodal sobre o quarto degrau de uma escada de sete degraus (18 cm de altura, 28 cm de profundidade e 1 metro de largura)^{49,50}, onde uma plataforma de força (AMTI OR6-6, USA) foi alocada⁴⁸, para calibração inicial. A plataforma de força foi sincronizada com o sistema de análise de movimento pelo ViconLock® em módulo sincronismo, onde foram obtidos os sinais analógicos em uma frequência de amostragem de 4000 Hz.

Step-down

As participantes foram instruídas a realizarem a tarefa de *step-down* em apoio unipodal (membro a ser testado) e foram posicionadas com as mãos nas cinturas, com o pé do membro não testado posicionado na frente do degrau, joelho em completa extensão e tornozelo em máxima dorsiflexão. As participantes foram então instruídas a tocar o terceiro degrau com o membro não testado e retornar a posição inicial⁵¹. A altura do degrau foi ajustada de forma que cada participante pudesse realizar a tarefa atingindo no máximo 60° de flexão de joelho⁵¹. Familiarizações com três testes foram realizadas e então os dados foram coletados durante 5 testes da tarefa em um padrão natural e confortável para cada participante⁵².

Análise dos dados

Cada teste foi filtrado com um filtro *Butterworth* de 4° ordem, passa-baixa com frequência de corte de 6 Hz⁵², identificados e rotulados dentro do ViconNexus® 2.7 (Vicon Movimento Systems Inc, EUA) para a reconstrução. Modelos de *link-segment* e equações de dinâmica inversa (ViconNexus 2.0® Software) foram realizados para obter os dados cinéticos dos membros inferiores durante o *step-down*⁵². O início da tarefa foi definido como o

momento em que a participante iniciou, em apoio unipodal, a fase descendente da tarefa, enquanto o final da tarefa foi definido como o momento em que a participante se posicionou novamente em apoio duplo sobre o degrau. O pico de flexão de joelho, pico de flexão de tronco, média da velocidade angular do joelho, intensidade do MEJ no pico de flexão de joelho e pico da intensidade do MEJ durante toda a tarefa. Estes parâmetros foram obtidos por meio de algoritmos programados em ambiente MATLAB® (The MathWorks, Inc, Natick, MA). O pico de flexão de tronco foi calculado em relação ao sistema de coordenadas do laboratório. A velocidade angular média do joelho foi calculada derivando as amostra de posição angular pelo tempo de execução da tarefa⁷⁵. O cálculo da média da taxa de desenvolvimento do MEJ foi realizado derivando-se a intensidade do MEJ pelo tempo considerando o intervalo do início da tarefa ao pico do MEJ⁴⁷. O impulso do MEJ foi obtido pelo cálculo da área sob a curva da intensidade do MEJ pelo tempo, considerando o intervalo do início da tarefa até o pico do MEJ^{17,47}. A taxa de desenvolvimento e o impulso do MEJ foram também obtidos por códigos personalizados no MATLAB. Todos os dados cinéticos foram normalizados pelo peso corporal de cada participante. Todos os dados cinemáticos e cinéticos foram normalizados pelo tempo em 100% da tarefa de *step-down*.

Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas usando o *Statistical Software for Social Sciences* (IBM 23.0, SPSS inc., Chicago, IL) com o nível de evidência de $p \leq 0.05$. Valores de média para idade, altura, peso corporal IMC, variáveis cinemáticas e cinéticas foram comparadas usando a análise de variância *one-way* entre grupos (ANOVA). O teste *post hoc* Turkey foi usado para comparações pareadas. Diferenças médias (DM) (Intervalo de confiança 95% [IC]) e tamanhos de efeito (TE [IC 95%]) (d de Cohen) para cada comparação

post hoc foi foram calculados. O *guideline* para interpretação do *d* de Cohen foi: 0 a 0.40 efeito pequeno, 0.41 a 0.70 efeito moderado, 0.71 ou maior, efeito largo⁷⁶.

Resultados

Medidas antropométricas das participantes

As análises foram realizadas baseadas no recrutamento de 103 mulheres com e sem DFP. As análises da ANOVA *one-way* mostraram nenhuma diferença entre os grupos para idade ($p = 0.071$) e altura ($p = 0.578$), contudo, foram encontradas diferenças entre os grupos para peso corporal ($p < 0.001$) e IMC ($p < 0.001$). As análises de *post hoc* de Turkey mostraram que o grupo DFP-C apresenta maior peso corporal comparado com os grupos DFP-SC ($p = 0.05$; MD = 6.60 [1.60 – 11.61]; $d = 0.84$ [0.30 – 1.39]), AS-C ($p < 0.001$; MD = 9.29 [3.52 – 15.06]; $d = 1.14$ [0.50 – 1.78]), e AS-SC ($p < 0.001$; MD = 8.55 [3.59 – 13.51]; $d = 1.15$ [0.60 – 1.71]). As análises de *post hoc* de Turkey mostraram também que o grupo DFP-C apresenta maior peso corporal comparado com os grupos DFP-SC ($p = 0.001$; MD = 2.86 [0.91 – 4.82]; $d = 0.92$ [0.38 – 1.47]), AS-C ($p = 0.001$; MD = 3.35 [1.10 – 5.60]; $d = 1.10$ [0.46 – 1.74]), e AS-SC ($p < 0.001$; MD = 3.12 [1.18 – 5.05]; $d = 1.03$ [0.49 – 1.58]). Todas as medidas antropométricas são detalhadamente descritas na Tabela 4.

Análises cinemáticas e cinéticas

Um significativo *main effect* foi encontrado para o pico de flexão de joelho ($p = 0.045$). Comparações *post hoc* mostraram uma redução do pico de flexão para o grupo DFP-C comparado ao grupo AS-SC ($p = 0.05$; MD = -4.32 [-8.64 – -0.01]; $d = -0.69$ [-1.22 – -0.16]). Contudo, comparações *post hoc* não mostraram nenhuma diferença significativa no pico de

flexão de joelho para os grupos DFP-C comparado ao DFP-SC ($p = 0.837$; MD = -1.39 [-5.75 - 2.96]; $d = -0.22$ [-0.74 - 0.30]), DFP-C comparado ao AS-C ($p = 0.209$; MD = -3.77 [-8.80 - 1.25]; $d = -0.52$ [-1.13 - 0.09]), DFP-SC comparado ao AS-C ($p = 0.610$; MD = -2.38 [-7.44 - 2.68]; $d = -0.37$ [-0.98 - 0.23]), DFP-SC comparado ao AS-SC ($p = 0.301$; MD = -2.93 [-7.29 - 1.43]; $d = -0.54$ [-1.07 - -0.01]) e AS-C comparado ao AS-SC ($p = 0.992$; MD = -0.55 [-4.47 - 5.57]; $d = -0.09$ [-0.69 - 0.51]). Nenhuma diferença foi encontrada entre os grupos para pico de flexão do tronco ($p = 0.649$) e para a velocidade angular do joelho ($p = 0.127$). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos para MEJ no pico de flexão de joelho ($p = 0.801$), pico do MEJ ($p = 0.697$), média da taxa de desenvolvimento do MEJ ($p = 0.172$) e impulso do MEJ ($p = 0.564$). A descrição dos dados cinemáticos e cinéticos são apresentados na Tabela 5. As curvas de tempo para a cinemática de tronco e joelho no plano sagital e para o MEJ são apresentados na Figura 5.

Tabela 4. Medidas antropométricas das participantes

Variáveis	DFP-C	DFP-SC	AS-C	AS-SC	F-valor	p-valor
N (%)	29 (28.15%)	28 (27.18%)	17 (16.50%)	29 (28.15%)	NA	NA
Idade (anos)	22.86 (2.86)	20.82 (2.69)	22.18 (3.57)	22.14 (2.92)	2.418	0.071
Altura (m)	1.61 (0.50)	1.62 (0.061)	1.60 (0.071)	1.60 (0.059)	0.629	0.598
Peso corporal (Kg)	65.00 (8.66)	58.39 (6.88)	55.71 (7.13)	56.45 (5.89)	9.065	<0.001*
IMC (Kg/m ²)	24.96 (3.45)	22.09 (2.72)	21.61 (2.15)	21.84 (2.51)	8.399	<0.001*
Duração dos sintomas (meses)	52.76 (36.99)	57.00 (54.00)	NA	NA	0.120	0.730
Pior dor no mês anterior (EVA)	49.07 (17.84)	55.00 (15.21)	NA	NA	1.818	0.183

Abreviações: IMC – índice de massa corporal; EVA – escala visual analógica (0 – 100 mm); NA – não aplicável; *Representa uma diferença significativa entre os grupos (p≤0.05)

Tabela 5. Média (DP) da cinemática de tronco e joelho e dos parâmetros do momento extensor do joelho durante a tarefa de *step-down*

Variáveis	DFP-C	DFP-SC	AS-C	AS-SC	F-valor	p-valor
Pico de flexão de joelho (°)	53.90 (7.01)	55.29 (5.48)	57.67 (7.64)	58.22 (5.35)	2.788	0.045*
Velocidade angular do joelho (°/s)	0.57 (0.06)	0.55 (0.04)	0.58 (0.08)	0.59 (0.05)	1.945	0.127
Pico de flexão de tronco (°)	6.55 (6.43)	6.77 (5.91)	7.13 (3.98)	8.44 (6.99)	0.550	0.649
MEJ no pico de flexão de joelho (Nm.kg ⁻¹)	0.52 (0.32)	0.53 (0.26)	0.54 (0.25)	0.58 (0.17)	0.334	0.801
Pico do MEJ (Nm.kg ⁻¹)	0.65 (0.31)	0.69 (0.25)	0.69 (0.25)	0.73 (0.17)	0.480	0.697
Média da taxa de desenvolvimento do MEJ (Nm.kg ⁻¹ /s)	0.83 (0.30)	0.97 (0.21)	0.88 (0.24)	0.87 (0.22)	1.699	0.172
Impulso do MEJ (Nm.kg ⁻¹ .s)	30.10 (43.87)	28.34 (37.53)	16.68 (47.70)	33.65 (30.93)	0.684	0.564

Abreviações: MEJ – momento extensor do joelho; *Representa uma diferença significante entre os grupos ($p \leq 0.05$). Para variáveis cinemáticas, valores positivos indicam ângulos de flexão. Para variáveis cinéticas, valores positivos indicam momento extensor interno.

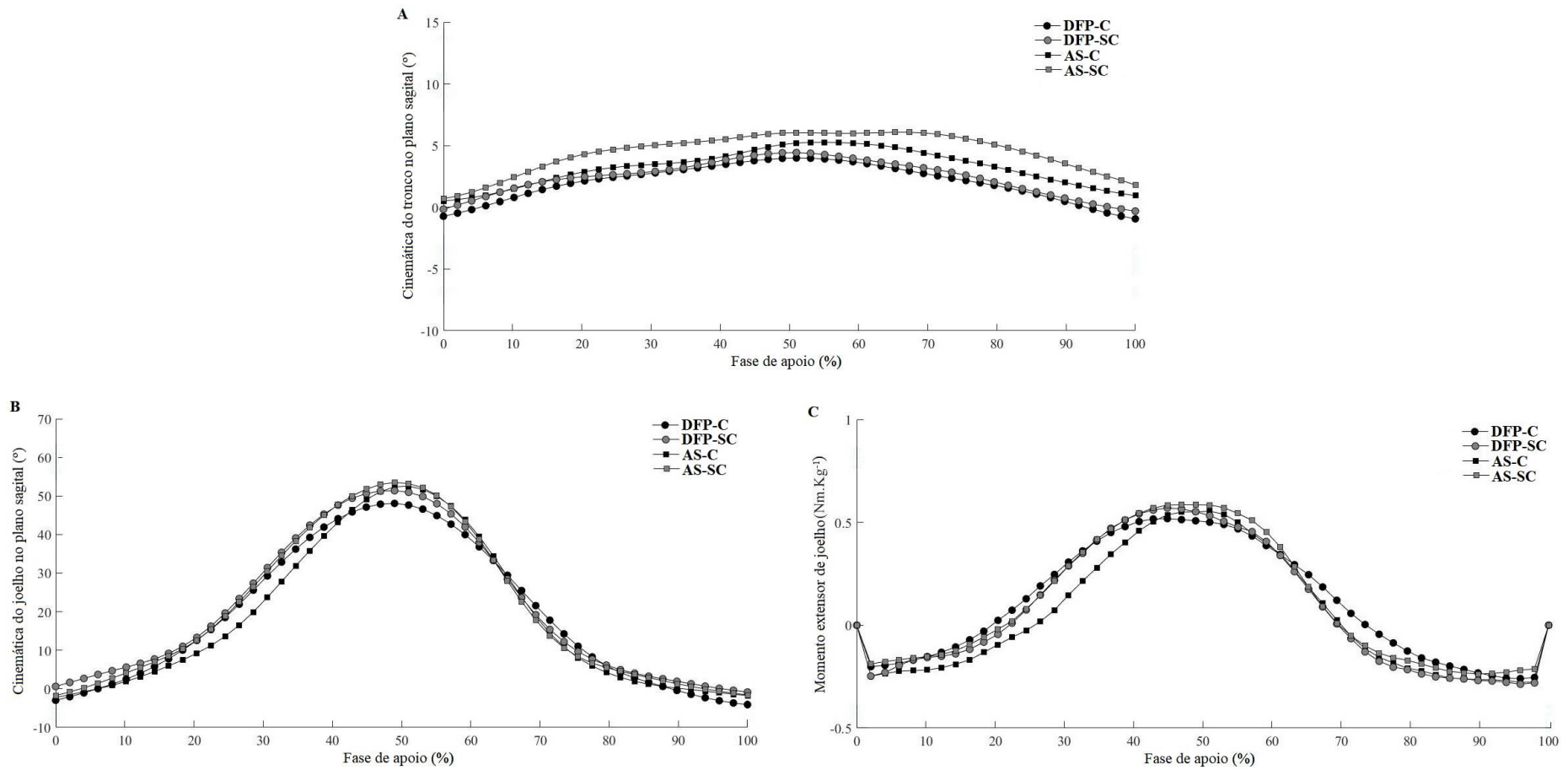


Figura 5. Gráficos de curvas dos valores médios para a cinemática no plano sagital do tronco (A) joelho (B) e para o momento extensor do joelho (C) entre os grupos durante a tarefa de *step-down*. Valores positivos indicam flexão de tronco e joelho e um momento extensor do joelho interno.

Discussão

Esse estudo objetivou investigar a influência da presença da crepitação do joelho na biomecânica de mulheres com e sem DFP durante *step-down*. Nossa hipótese inicial foi parcialmente confirmada, uma vez que mulheres com DFP e crepitação de joelho realizaram o *step-down* com uma redução no pico de flexão de joelho comparado a mulheres assintomáticas sem crepitação de joelho. Contudo, nenhuma diferença significativa foi encontrada para as outras variáveis biomecânicas. Os resultados parecem indicar que a presença concomitante de DFP e dor no joelho influenciara apenas a cinemática no plano frontal de joelho durante a atividade.

Consensos na área da DFP salientam a necessidade de maiores esclarecimentos para os achados controversos relacionados ao padrão de flexão de joelho em mulheres com DFP¹³. Enquanto alguns estudos reportaram redução significativa da flexão de joelho em indivíduos com DFP durante atividades dinâmicas^{9,49,62,72,77,78}, outros estudos não reportaram diferenças^{18,19,75,79}. Uma vez que aproximadamente 68% das mulheres com DFP apresentam crepitação de joelho²², é possível que os estudos prévios reportando resultados significativos para flexão de joelho tenham incluído em suas amostras mulheres com DFP e crepitação de joelho. Assim, a crepitação do joelho parece ser um fator de confusão para a flexão de joelho durante o *step-down* nessa população. Ainda, a diferença média entre os grupos de 4.3° de flexão de joelho encontrada representa uma diferença maior do que a de diferença mínima detectável de 2.5° para a tarefa de *step-down*⁸⁰. Essa redução no ângulo de flexão de joelho poderia diminuir as áreas de contato na AFP e aumentar as forças de reação femoropatelares⁸¹. Uma redução da flexão de joelho pode ainda promover uma desvantagem mecânica na geração de força pelo quadríceps³⁷ e influenciar a distribuição de forças sobre a

articulação do joelho⁸². Considerando a contribuição da crepitação de joelho no ângulo de flexão de joelho em mulheres com DFP, estudos futuros são importantes para definir estratégias de tratamento que possam ser incorporadas na prática clínica com o objetivo de aumentar a flexão de joelho e prevenir a persistência desse padrão em indivíduos com DFP.

Um aumento na flexão de tronco é sugerido como um padrão de movimento realizado para redução de demandas sobre a articulação do joelho⁸³. Da mesma maneira, uma redução da produção do MEJ em indivíduos com DFP durante atividades funcionais¹⁷⁻¹⁹ é também proposta como um mecanismo utilizado por indivíduos com DFP para proteger a articulação de joelho das forças de reação e dor^{18,19}. Dessa forma, hipotetizamos que alterações no ângulo de flexão de joelho e na produção do MEJ poderiam também estar presentes em mulheres com DFP como padrões de proteção da crepitação de joelho. Entretanto, diferenças não foram encontradas entre os grupos. Interessantemente, um estudo mostrou que indivíduos com DFP e crepitação de joelho reportam que realizam suas atividades utilizando padrões de movimentos de modo a proteger o joelho da crepitação⁷⁰. Assim, especula-se que a flexão de joelho seja um padrão de movimento primário realizado por indivíduos que apresentam a presença concomitante de DFP e crepitação de joelho, o que explicaria a ausência de achados significantes dos outros parâmetros biomecânicos.

A implicação da crepitação de joelho na avaliação clínica² e na percepção da desordem têm sido melhor compreendida recentemente^{21,22}. Têm-se mostrado que a crepitação de joelho apresenta um impacto negativo sobre as crenças a respeito do estado de saúde de indivíduos com DFP, uma vez que esses indivíduos associam a presença da crepitação como um símbolo de doença ou até mesmo como sinal de progressão de uma determinada condição patológica⁷⁰. Além disso, indivíduos com DFP frequentemente reportam receber explicações muito vagas e

confusas por parte dos profissionais da saúde sobre o que de fato é a crepitação de joelho⁷⁰. Considerando a influência da crepitação de joelho sobre o ângulo de flexão de joelho, avaliar a presença da crepitação no ambiente clínico é importante. A educação de indivíduos com DFP parece ser importante para a fase inicial do tratamento³⁵. Portanto, a utilização de abordagens educativas sobre a crepitação do joelho pode ajudar indivíduos com DFP a alterar a crença que eles carregam sobre isso e evitar que eles alterem seus movimentos.

Limitações

Primeiramente, nosso estudo apenas investigou a biomecânica da tarefa de *step-down*. Embora esta seja uma tarefa onde mulheres com DFP comumente apresentam dor e alterações biomecânicas⁸⁴, nossos resultados não podem ser generalizados para outras tarefas dinâmicas (por exemplo, corrida, caminhada, saltos). Segundamente, as mulheres do grupo DFP-C apresentaram maior IMC e peso corporal comparado aos outros grupos. Contudo maior IMC e peso corporal são achados comuns em indivíduos com DFP⁸⁵ e todos as variáveis cinéticas foram normalizadas considerando o peso corporal de cada participante. Por fim, como nós incluímos apenas mulheres, os resultados não podem ser generalizados para toda a população de indivíduos com DFP (por exemplo, homens e adolescentes).

Conclusão

Mulheres com DFP e crepitação de joelho realizaram a tarefa de *step-down* com uma redução no pico de flexão de joelho comparado a mulheres assintomáticas sem crepitação de joelho. Contudo, nenhuma diferença significativa foi encontrada para o pico de flexão de tronco, velocidade angular do joelho e parâmetros de produção do MEJ. Os resultados

parecem indicar que a presença concomitante de DFP e dor no joelho influenciara apenas a cinemática no plano frontal de joelho durante a atividade.

Considerações finais e direcionamentos futuros

Esse estudo compreendeu a investigação da crepitação de joelho e do reflexo H como variáveis estruturais e neurofisiológicas, respectivamente, e suas possíveis contribuições para o MEJ em mulheres com DFP. Ambas as investigações abordadas foram primárias no contexto da DFP. Uma vez que são análises recentes na área da DFP, salienta-se a necessidade de novos estudos que possam complementá-las e assim auxiliar na conclusão de achados. Aspectos interessantes encontrados e discutidos com os resultados das análises trazem consigo pontos importantes a serem investigados futuramente para melhor compreensão das alterações do MEJ em indivíduos com DFP. Os principais, como frutos das discussões de ambos os estudos, são:

- O comportamento do MEJ em homens, adolescentes, atletas e populações adultas mais velhas (e com maior tempo de duração da dor) de indivíduos com DFP.
- O comportamento de diferentes parâmetros do MEJ durante outras atividades e as respectivas contribuições de fatores estruturais e neurofisiológicos.
- O papel da crepitação de joelho e do reflexo H na produção do MEJ em homens, adolescentes, atletas e populações adultas mais velhas (e com maior tempo de duração da dor) de indivíduos com DFP.

A importância de investigações mais detalhadas promoverá um melhor entendimento a respeito da possível inter-relação de fatores biomecânicos com fatores estruturais e neurofisiológicos. Além da crepitação de joelho e do reflexo H outras análises podem ainda

fornecer informações importantes que se complementem. Por exemplo, análises neurofisiológicas que compreendam investigações de outras vias medulares e centrais sobre a produção do MEJ e a análise de outros fatores estruturais que possam estar relacionados com a função muscular de quadríceps. Portanto, estudos futuros são muito importantes para que as disfunções na produção do MEJ e os consequentes fatores envolvidos a elas possam ser esclarecidos. O maior entendimento dessas promoverá a investigação de novas abordagens terapêuticas por estudos clínicos a fim de favorecer a adoção de abordagens mais eficazes e até mesmo mais específicas para o tratamento da DFP.

Referências

1. Smith BE, 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 m. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):839-843. doi:10.1136/bjsports-2016-096384
3. 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;50(14):881-886. doi:10.1136/bjsports-2015-094664
4. Rathleff CR, Olesen JL, Roos EM, Rasmussen S, Rathleff MS. Half of 12-15-year-olds with knee pain still have pain after one year. *Dan Med J*. 2013;60(11):1-5.
5. Rathleff MS, Rathleff CR, Olesen JL, Rasmussen S, Roos EM. Is knee pain during adolescence a self-limiting condition? Prognosis of patellofemoral pain and other types of knee Pain. *Am J Sports Med*. 2016;44(5):1165-1171. doi:10.1177/0363546515622456
6. Collins NJ, Bierma-Zeinstra SMA, Crossley KM, Van Linschoten RL, Vicenzino B, Van Middelkoop M. Prognostic factors for patellofemoral pain: A multicentre

- observational analysis. *Br J Sports Med.* 2013;47:227-233. doi:10.1136/bjsports-2012-091696
7. Collins NJ, Oei EHG, de Kanter JL, Vicenzino B, Crossley KM. Prevalence of radiographic and MRI features of patellofemoral osteoarthritis in young and middle-aged adults with persistent patellofemoral pain. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2018. doi:10.1002/acr.23726
 8. 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
 9. 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
 10. 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
 11. 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
 12. Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver,

- September 2013. *Br J Sports Med.* 2014;48(6):411-414. doi:10.1136/bjsports-2014-093450
13. 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(24):1713-1723. doi:10.1136/bjsports-2017-098717
 14. Powers CM, Bolgla LA, Callaghan MJ, Collins N, Sheehan FT. *Patellofemoral Pain: Proximal, Distal, and Local Factors—2nd International Research Retreat.* Vol 42.; 2012. doi:10.2519/jospt.2012.0301
 15. Collins NJ, Barton CJ, Middelkoop M Van, et al. 2018 Consensus statement on exercise therapy and physical interventions (orthoses, taping and manual therapy) to treat patellofemoral pain: recommendations from the 5th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Gold Coast, Australia, 2017. *Br J Sport Med.* 2018. doi:10.1136/bjsports-2018-099397
 16. Crossley KM, Middelkoop M Van, Callaghan MJ, Collins NJ, Rathleff MS, Barton CJ. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 2: Recommended physical interventions (exercise, taping, bracing, foot orthoses and combined interventions). *Br J Sports Med.* 2016;50(14):844-852. doi:10.1136/bjsports-2016-096268
 17. 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
18. Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech*. 2001;16(10):906-912.
 19. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2002;16(2):115-123.
doi:10.1016/S0966-6362(02)00090-5
 20. Powers CM, Landel R, Perry J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther*. 1996;76(9):946-967.
 21. de Oliveira Silva D, Barton C, Crossley K, et al. Implications of knee crepitus to the overall clinical presentation of women with and without patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2018;33:89-95. doi:10.1016/j.ptsp.2018.07.007
 22. de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, Priore LB Del, 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;33:7-11. doi:10.1016/j.ptsp.2018.06.002
 23. Greuel H, Herrington L, Liu A, Jones RK. How does acute pain influence biomechanics and quadriceps function in individuals with patellofemoral pain? *Knee*. 2019;26(2):330-338. doi:10.1016/j.knee.2018.12.008
 24. Gallina A, Hunt MA, Hodges P, Garland SJ. Vastus lateralis motor unit firing rate is

- higher in females with patellofemoral pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2018. doi:10.1016/j.apmr.2018.01.019
25. Te M, Baptista AF, Chipchase LS, Schabrun SM. Primary motor cortex organization is altered in persistent patellofemoral pain. *Pain Med.* 2017;1-11. doi:10.1093/pm/pnx036
 26. De Oliveira Silva D, Magalhães FH, Faria NC, et al. Vastus medialis hoffmann reflex excitability is associated with pain level, self-reported function, and chronicity in women with patellofemoral pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2017;98(1):114-119. doi:10.1016/j.apmr.2016.06.011
 27. De Oliveira Silva D, Magalhães FH, Faria NC, et al. Lower amplitude of the hoffmann reflex in women with patellofemoral pain: Thinking beyond proximal, local, and distal factors. *Arch Phys Med Rehabil.* 2016;97(7):1115-1120. doi:10.1016/j.apmr.2015.12.017
 28. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Smith-Lloyd DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med.* 2002;36:95-101. doi:10.1136/bjism.36.2.95
 29. Roush JR, Bay RC. Prevalence of anterior knee pain in 18-35 year-old females. *Int J Sports Phys Ther.* 2012;7(4):396-401.
 30. Boling M, Padua D, Marshall K, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sport.* 2010;20(5):725-730. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x.Gender
 31. Kaya D, Citaker S, Kerimoglu U, et al. Women with patellofemoral pain syndrome

- have quadriceps femoris volume and strength deficiency. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2011;19(2):242-247. doi:10.1007/s00167-010-1290-2
32. Ferreira AS, de Oliveira Silva D, Barton CJ, et al. 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.0000000000003179
33. Giles LS, Webster KE, McClelland JA, Cook J. Does quadriceps atrophy exist in individuals with patellofemoral pain? A systematic literature review with meta-analysis. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2013;43(11):766-776. doi:10.2519/jospt.2013.4833
34. 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
35. 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
36. Ferreira AS, de Oliveira Silva D, Ferrari D, et al. Knee and hip isometric force steadiness are impaired in women with patellofemoral pain. *J Strength Cond Res.* 2019:1-8. doi:10.1519/jsc.0000000000003215
37. 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
38. Palmieri RM, Ingersoll CD, Hoffman MA. The Hoffmann reflex: Methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *J Athl Train*. 2004;39(3):268-277. doi:10.1007/s00421-003-0967-3
39. Hopkins JT, Ingersoll CD. Arthrogenic muscle inhibition: A limiting factor in joint rehabilitation. *J Sport Rehabil*. 2000;9(2):135-159. doi:10.1123/jsr.9.2.135
40. Park J, Hopkins JT. Induced anterior knee pain immediately reduces involuntary and voluntary quadriceps activation. *Clin J Sport Med*. 2013;23(1):19-24.
41. Cook C, Mabry L, Reiman MP, Hegedus EJ. Best tests/clinical findings for screening and diagnosis of patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *Physiotherapy*. 2012;98(2):93-100. doi:10.1016/j.physio.2011.09.001
42. Nunes GS, Stapait EL, Kirsten MH, de Noronha M, Santos GM. Clinical test for diagnosis of patellofemoral pain syndrome: Systematic review with meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2013;14(1):54-59. doi:10.1016/j.ptsp.2012.11.003
43. 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
44. Kujala UM, Jaakkola LH, Koskinen SK, Taimela S, Hurme M, Nelimarkka O. Scoring of patellofemoral disorders. *Arthroscopy*. 1993;9(2):159-163. doi:10.1016/S0749-8063(05)80366-4

45. Floeter M, Kohn A. H-reflexes of different sizes exhibit differential sensitivity to low frequency depression. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1997;105(6):470-475. doi:10.1016/S0924-980X(97)00032-5
46. Doguet V, Jubeau M. Reliability of H-reflex in vastus lateralis and vastus medialis muscles during passive and active isometric conditions. *Eur J Appl Physiol.* 2014;114(12):2509-2519. doi:10.1007/s00421-014-2969-8
47. Waiteman MC, Briani RV, Ferraz Pazzinatto M, 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
48. Yu B, Kienbacher T, Growney ES, Johnson ME, An KN. Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair-climbing. *J Orthop Res.* 1997;15(3):348-352. doi:10.1002/jor.1100150306
49. De Oliveira Silva D, Barton CJ, Pazzinatto MF, Briani RV, De Azevedo FM. Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics. *Clin Biomech.* 2016;35:56-61. doi:10.1016/j.clinbiomech.2016.04.009
50. De Oliveira Silva D, Magalhães FH, Pazzinatto MF, et al. Contribution of altered hip, knee and foot kinematics to dynamic postural impairments in females with patellofemoral pain during stair ascent. *Knee.* 2016;23(3):376-381. doi:10.1016/j.knee.2016.01.014

51. 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
52. Winter D. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* 4th ed. (Sons JW&, ed.). New Jersey; 2009.
53. 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.
54. Motta-Oishi AAP, Magalhães FH, Mícolis de Azevedo F. Neuromuscular electrical stimulation for stroke rehabilitation: Is spinal plasticity a possible mechanism associated with diminished spasticity? *Med Hypotheses.* 2013;81(5):784-788. doi:10.1016/j.mehy.2013.08.013
55. Palmieri RM, Ingersoll CD. Intersession reliability of a protocol to assess reflex activation history in the vastus medialis. *Int J Neurosci.* 2005;115(5):735-740. doi:10.1080/00207450590523404
56. Portney L, Watkins M. *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice.* 3^o. New Jersey: Pearson Prentice Hall; 2009.
57. Rice DA, McNair PJ. Quadriceps arthrogenic muscle inhibition: Neural mechanisms and treatment perspectives. *Semin Arthritis Rheum.* 2010;40(3):250-266. doi:10.1016/j.semarthrit.2009.10.001
58. Stathopulu E, Baildam E. Anterior knee pain: A long-term follow-up. *Rheumatology.*

2003;42(2):380-382. doi:10.1093/rheumatology/keg093

59. Knikou M. The H-reflex as a probe: Pathways and pitfalls. *J Neurosci Methods*. 2008;171:1-12. doi:10.1016/j.jneumeth.2008.02.012
60. Glaviano NR, Bazett-Jones DM, Norte G. Gluteal muscle inhibition: Consequences of patellofemoral pain? *Med Hypotheses*. 2019;126:9-14. doi:10.1016/j.mehy.2019.02.046
61. Tucker K, Larsson AK, Oknelid S, Hodges P. Similar alteration of motor unit recruitment strategies during the anticipation and experience of pain. *Pain*. 2012;153(3):636-643. doi:10.1016/j.pain.2011.11.024
62. Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Res*. 2004;22(2):267-274. doi:10.1016/j.orthres.2003.08.014
63. Roush J, Bay RC. Prevalence of anterior knee pain in 18-35 year-old females. *Int J Sports Phys Ther*. 2012;7(4):396-401. doi:10.1016/j.jsams.2011.05.004
64. Ferreira AS, de Oliveira Silva D, Priore LB Del, 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
65. Maclachlan LR, Collins NJ, Matthews MLG, Hodges PW, Vicenzino B. The psychological features of patellofemoral pain: A systematic review. *Br J Sports Med*. 2017;51(9):732-742. doi:10.1136/bjsports-2016-096705
66. 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

67. Priore LB, Azevedo FM, Pazzinatto MF, et al. Influence of kinesiophobia 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
68. Crema MD, Guermazi A, Syre EC, et al. The association of magnetic resonance imaging (MRI)-detected structural pathology of the knee with crepitus in a population-based cohort with knee pain: The MoDEKO study. *Osteoarthr Cartil*. 2011;19(12):1429-1432. doi:10.1016/j.joca.2011.09.003
69. Schiphof D, Van Middelkoop M, De Klerk BM, et al. Crepitus is a first indication of patellofemoral osteoarthritis (and not of tibiofemoral osteoarthritis). *Osteoarthr Cartil*. 2014;22(5):631-638. doi:10.1016/j.joca.2014.02.008
70. Robertson CJ, Hurley M, Jones F. People's beliefs about the meaning of crepitus in patellofemoral pain and the impact of these beliefs on their behaviour: A qualitative study. *Musculoskelet Sci Pract*. 2017;28:59-64. doi:10.1016/j.msksp.2017.01.012
71. Bley AS, Correa JCF, Reis AC Dos, Rabelo NDDA, Marchetti PH, Lucareli PRG. Propulsion Phase of the single leg triple hop test in women with patellofemoral pain syndrome: A biomechanical study. *PLoS One*. 2014;9(5):e97606. doi:10.1371/journal.pone.0097606
72. 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

73. Hyde TE, Gengenbach MS. *Conservative Management of Sports Injuries*. 2nd ed. Sudbury, Massachusetts: Jones & Bartlett; 2007.
74. Song SJ, Park CH, Liang H, Kim SJ. Noise around the knee. *Clin Orthop Surg*. 2018;10(1):1-8.
75. Grenholm A, Stensdotter AK, Häger-Ross C. Kinematic analyses during stair descent in young women with patellofemoral pain. *Clin Biomech*. 2009;24:88-94. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.09.004
76. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Vol 2. New York: Routledge; 1988.
77. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis I. Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(4):693-700. doi:10.1249/MSS.0b013e3181f744f5
78. Burston J, Richards J, Selfe J. The effects of three quarter and full length foot orthoses on knee mechanics in healthy subjects and patellofemoral pain patients when walking and descending stairs. *Gait Posture*. 2018;62:518-522. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.04.018
79. Brindle TJ, Mattacola C, McCrory J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2003;11(4):244-251. doi:10.1007/s00167-003-0353-z
80. Nakagawa TH, Moriya ÉTU, Maciel CD, Serrão F V. Test-retest reliability of three-

- dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during single-leg squat and stepping maneuver. *Gait Posture*. 2014;39(1):141-146. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.06.011
81. 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
82. Cook TM, Farrell KP, Carey IA, Gibbs JM, Wiger GE. Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1997;25(4):236-244. doi:10.2519/jospt.1997.25.4.236
83. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(2):42-51. doi:10.2519/jospt.2010.3337
84. 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
85. Hart HF, Barton CJ, Khan KM, Riel H, Crossley KM. Is body mass index associated with patellofemoral pain and patellofemoral osteoarthritis? A systematic review and meta-regression and analysis. *Br J Sports Med*. 2017;51(10):781-790. doi:10.1136/bjsports-2016-096768