



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS – RIO CLARO



---

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E  
TECNOLOGIAS**

---

**ANÁLISE DO MOVIMENTO E DO DESEMPENHO FÍSICO DE  
MULHERES COM DOR PATELOFEMORAL**

**ÂNGELA KAZUE MORITA**

**Rio Claro – SP  
2022**

---

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E  
TECNOLOGIAS**

---

**ANÁLISE DO MOVIMENTO E DO DESEMPENHO FÍSICO  
DE MULHERES COM DOR PATELOFEMORAL**

**ÂNGELA KAZUE MORITA**

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Área de concentração: Tecnologias nas Dinâmicas Corporais.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega.

**Rio Claro – SP  
2022**

M862a Morita, Ângela Kazue  
Análise do movimento e do desempenho físico de mulheres com dor patelofemoral / Ângela Kazue Morita. -- Rio Claro, 2022  
106 p. : il., tabs., fotos

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Biociências, Rio Claro  
Orientador: Marcelo Tavella Navega

1. Fisioterapia. 2. Dor musculoesquelética. 3. Articulação patelofemoral. 4. Cinemática. 5. Força muscular. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca do Instituto de Biociências, Rio Claro. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.




CERTIFICADO DE APROVAÇÃO


TÍTULO DA TESE: **ANÁLISE DO MOVIMENTO E DO DESEMPENHO FÍSICO DE MULHERES COM DOR PATELOFEMORAL**

**AUTORA: ANGELA KAZUE MORITA**

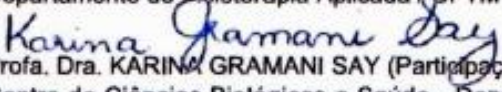
**ORIENTADOR: MARCELO TAVELLA NAVEGA**

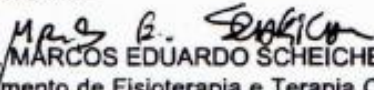
Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Doutora em **DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS**, área: **Tecnologias nas Dinâmicas Corporais** pela Comissão Examinadora:

  
Prof. Dr. **MARCELO TAVELLA NAVEGA** (Participação Presencial)  
Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UNESP - Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP

  
Profa. Dra. **CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI** (Participação Presencial)  
Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UNESP - Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP

  
Profa. Dra. **DENISE MARTINELLI ROSSI** (Participação Virtual)  
Departamento de Fisioterapia Aplicada / UFTM - Universidade Federal do Triângulo Mineiro - Uberaba / MG

  
Profa. Dra. **KARINA GRAMANI SAY** (Participação Virtual)  
Centro de Ciências Biológicas e Saúde - Departamento de Gerontologia / UFSCar - Universidade Federal de São Carlos - SP

  
Prof. Dr. **MARCOS EDUARDO SCHEICHER** (Participação Presencial)  
Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UNESP - Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP

Rio Claro, 28 de abril de 2022

Aos pais que partem cedo demais e deixam saudades.

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais e irmãos, por me tornarem quem sou e serem a minha essência. Este trabalho também é fruto dos ensinamentos da nossa família, que me fizeram perseverar e acreditar.

Ao meu orientador, professor Marcelo Navega, por sempre me incentivar a evoluir profissionalmente, desde que ingressei na Unesp de Marília. Obrigada por todo o apoio e conhecimento oferecidos ao longo desta jornada acadêmica e pela amizade construída nestes anos de convívio.

Aos meus amigos, por estarem próximos e me apoiarem. Nos momentos ruins, vocês foram luz. Obrigada por esta força. Sem vocês, minha vida seria incompleta.

Ao meu noivo, por ser aquele que sempre pude contar. Fico feliz em dividir com você mais este capítulo da minha vida.

À supervisora e à equipe técnica-administrativa do Centro de Estudos da Educação e da Saúde (CEES) e à Faculdade de Filosofia e Ciências, por todo o suporte funcional e estrutural que tornaram possível a realização deste trabalho. Agradeço à Unesp, por possibilitar o desenvolvimento de seus funcionários, e aos amigos do CEES, por torcerem por mim.

Às voluntárias desta pesquisa, por dispenderem o seu tempo e permitirem as descobertas científicas deste trabalho. Vocês são fundamentais para que os pacientes melhorem com a Fisioterapia.

Aos membros da Comissão Examinadora, das fases de Qualificação e de Defesa, pelo tempo e conhecimento cedidos no aperfeiçoamento e construção desta Tese.

Aos funcionários da Seção Técnica de Pós-Graduação, por sempre esclarecerem as dúvidas referentes ao Programa, com cortesia e assertividade. Ao Instituto de Biociências da Unesp de Rio Claro, por possibilitar e oferecer um Programa de Pós-Graduação de excelência.

A Deus, por me permitir chegar até este momento e ter colocado as pessoas certas em meu caminho.

## RESUMO

Diversas alterações cinemáticas e da função neuromuscular foram descritas na literatura e apontadas como possíveis causas da dor patelofemoral (DP). A literatura mostra que o padrão cinemático não está associado ao nível de força ou de ativação muscular na DP. É possível que essas alterações contribuam de formas distintas e que existam subgrupos de sujeitos com DP, com alterações cinemáticas que não sejam proporcionais à deficiência neuromuscular. Ainda, pouco se sabe sobre a cinemática do plano sagital de atividades cotidianas, que necessita ser investigada, visto que 24% dos sujeitos com DP são sedentários. O objetivo geral da presente tese foi investigar os possíveis mecanismos subjacentes da DP em mulheres. No primeiro artigo, foi verificado que as mulheres com DP apresentam aumento da inclinação posterior do tronco e da anteriorização do joelho, comparadas às assintomáticas, ao desempenharem os testes de agachamento unipodal e descida do degrau ( $p < 0,05$ ). Foi verificado também que o aumento da inclinação posterior do tronco se correlaciona com o aumento da anteriorização do joelho e da dorsiflexão do tornozelo, em ambas as tarefas ( $p < 0,05$ ). Conclui-se que as mulheres com DP apresentam alterações dos movimentos sagitais do tronco e do joelho, ao desempenharem atividades funcionais, e que os movimentos neste plano são interdependentes. No segundo artigo, foi observado que, em mulheres com DP, o aumento do valgo dinâmico do joelho foi predito ( $R^2 = 0,39$ ) pelo aumento da ativação do glúteo médio ( $\beta = 0,23$ ) e do torque isométrico dos abdutores do quadril ( $\beta = 0,08$ ), enquanto nas assintomáticas, foi predito ( $R^2 = 0,16$ ) pelo aumento do torque isométrico dos abdutores do quadril ( $\beta = 0,07$ ); quanto ao aumento da inclinação posterior do tronco, houve modelo significativo somente para as assintomáticas, que foi predito ( $R^2 = 0,24$ ) pelo aumento da ativação do vasto medial oblíquo ( $\beta = 0,12$ ) ( $p < 0,05$ ). Conclui-se que a cinemática é predita pelas capacidades dos músculos que atuam nos respectivos planos e que a alteração cinemática não está relacionada à fraqueza muscular na DP. No terceiro artigo, foram identificados três subgrupos de mulheres com DP: o primeiro anteriorizou o joelho em demasia e mostrou força e resistência lateral do tronco diminuídas; o segundo apresentou valgo de joelho acentuado, porém força e resistência do tronco e membro inferior preservadas; o terceiro também mostrou valgo acentuado, porém exibiu força e resistência diminuídas. Conclui-se que as alterações cinemáticas do joelho não são acompanhadas por padrões do nível de força ou de resistência muscular do tronco e membro inferior na DP.

Palavras-chave: amplitude de movimento articular, eletromiografia, dinamômetro de força muscular, dor musculoesquelética.

## ABSTRACT

Several kinematic and neuromuscular function alterations have been described in the literature and identified as possible causes of patellofemoral pain (PP). The literature shows that the kinematic pattern is not associated with strength or muscle activation levels in PP. It is possible that these alterations contribute to different ways and there are subgroups of subjects with PP, with kinematic alterations that are not proportional to the neuromuscular deficit. Furthermore, little is known about the sagittal plane kinematics of daily activities, which require to be investigated, since 24% of subjects with PP are sedentary. The general objective of the present thesis was to investigate the possible subjacent mechanisms of PP in women. In the first article, it was found that women with PP present increased posterior trunk lean and anterior knee displacement, compared to asymptomatic women, when performing the single-leg squat and step down tests ( $p < 0.05$ ). It was also verified that the increase in posterior trunk lean is correlated with the increase in anterior knee displacement and ankle dorsiflexion, in both tasks ( $p < 0.05$ ). It is concluded that women with PP present changes in sagittal movements of the trunk and knee, when performing functional activities, and the movements in this plane are interdependents. In the second article, it was observed that, in women with PP, the increase in dynamic knee valgus was predicted ( $R^2= 0.39$ ) by the increase in gluteus medius activation ( $\beta= 0.23$ ) and isometric torque of the hip abductors ( $\beta= 0.08$ ), while in asymptomatic patients, it was predicted ( $R^2= 0.16$ ) by the increase in isometric torque of the hip abductors ( $\beta= 0.07$ ); regarding the increase in posterior trunk lean, there was a significant model only for asymptomatic women, which was predicted ( $R^2= 0.24$ ) by the increase in the activation of the vastus medialis oblique ( $\beta= 0.12$ ) ( $p < 0.05$ ). It is concluded that the kinematics is predicted by the capacities of the muscles that act in the respective planes and that the kinematic alteration is not related to muscle weakness in PP. In the third article, three subgroups of women with PP were identified: the first overly forwarded the knee and showed reduced lateral trunk strength and resistance; the second presented excessive knee valgus, but the strength and resistance of the trunk and lower limb were preserved; the third also showed excessive valgus, but exhibited diminished strength and endurance. It is concluded that the kinematic changes of the knee were not accompanied by patterns of strength level or muscular resistance of the trunk and lower limb in PP.

Keywords: joint range of motion, electromyography, muscle strength dynamometer, musculoskeletal pain.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. O ângulo do quadríceps.....	14
Figura 1. Medidas cinemáticas do plano sagital nos testes de agachamento unipodal (A) e de descida do degrau (B).....	50
Figura 2. Gráficos de correlação da cinemática sagital do tronco com a do joelho e a do tornozelo, obtidos durante o agachamento unipodal (A e B) e na descida do degrau (C e D).	53
Figura 1. Posição dos testes de força isométrica dos abdutores do quadril (A), extensores do joelho (B) e inclinadores laterais do tronco (C). .....	67
Figura 2. Posição do teste de resistência dos músculos laterais do tronco.....	68
Figura 3. Medidas dos ângulos do valgo dinâmico do joelho (A) e da inclinação do tronco no plano sagital (B) durante o agachamento unipodal. ....	69
Figura 1. Medidas cinemáticas do agachamento unipodal: o valgo dinâmico do joelho (A) e a anteriorização do joelho (B). .....	88

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Síntese dos estudos cinemáticos na dor patelofemoral.....	26
Tabela 2. Síntese dos estudos relacionados à avaliação da força muscular de sujeitos com dor patelofemoral.....	36
Tabela 3. Síntese dos estudos relacionados à avaliação da força muscular de subgrupos de sujeitos com dor patelofemoral.....	38
Tabela 1. Caracterização e comparação dos grupos.....	47
Tabela 2 Coeficiente de Correlação Intraclasse, Erro Padrão da Medida e Mínima Diferença Detectável das variáveis cinemáticas para cada teste funcional.....	48
Tabela 3. Comparação da cinemática sagital entre os grupos durante a execução de tarefas funcionais.....	51
Tabela 1. Caracterização e comparação dos grupos.....	64
Tabela 2. Dados descritivos (média $\pm$ desvio padrão).....	70
Tabela 3. Parâmetros dos modelos de regressão múltipla em cada grupo.....	71
Tabela 1. Comparação e caracterização dos grupos e subgrupos de mulheres com dor patelofemoral e o grupo de assintomáticas (média $\pm$ desvio padrão).....	91
Tabela 2. Comparação da cinemática, resistência e torque entre os grupos e subgrupos (média $\pm$ desvio padrão).....	92

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADLS	<i>Activities of Daily Living Scale</i>
AKPS	<i>Anterior Knee Pain Scale</i>
CAAE	Certificado de Apresentação de Apreciação Ética
CCI	Coeficiente de Correlação Intraclasse
CIVM	Contração Isométrica Voluntária Máxima
D	Dimensão
DP	Dor Patelofemoral
EDAJ	Escala de Dor Anterior de Joelho
EIA	Espinha Ilíaca Anterossuperior
EMG	Eletromiografia
EPM	Erro Padrão da Medida
EUA	Estados Unidos da América
EVA	Escala Visual Analógica
GC	Grupo Controle
GDP	Grupo Dor Patelofemoral
G <sub>máx</sub>	Glúteo Máximo
G <sub>Méd</sub>	Glúteo Médio
IMC	Índice de Massa Corporal
IPAQ	<i>International Physical Activity Questionnaire</i>
KOS	<i>Knee Outcome Survey</i>
MDD	Mínima Diferença Detectável
MFIQ	<i>Modified Functional Index Questionnaire</i>
NPRS	<i>Numerical Pain Rating Scale</i>
OI	Oblíquo Interno
Q	Quadríceps
RMS	<i>Root Mean Square</i>
Tra	Transverso do Abdômen
VL	Vasto Lateral
VM	Vasto Medial
VMO	Vasto Medial Oblíquo

## LISTA DE SÍMBOLOS

-	Negativo
%	Porcentagem
+	Positivo
<	Menor
≅	Aproximadamente Igual
°	Grau
Ag	Prata
AgCl	Cloreto de Prata
cm	Centímetro
dB	Decibel
Hz	Hertz
kg	Quilograma
m	Metro
MPa	Megapascal
ms	Milissegundo
N	Newton
n	Tamanho da Amostra
$\alpha$	Alfa
$\beta$	Beta
$\gamma$	Gama
$\delta$	Delta
$\eta$	Eta
$\mu$	Mi
$\mu\text{V}$	Microvolt

## SUMÁRIO

1	CONTEXTUALIZAÇÃO .....	12
2	REVISÃO DE LITERATURA .....	20
2.1	Avaliação cinemática de sujeitos com dor patelofemoral.....	20
2.2	Avaliação da força muscular de sujeitos com dor patelofemoral .....	31
	REFERÊNCIAS.....	39
3	ARTIGO 1 .....	44
4	ARTIGO 2 .....	61
5	ARTIGO 3 .....	81
	APÊNDICE A - FICHA DE AVALIAÇÃO .....	102
	ANEXO A – PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA .....	103
	ANEXO B - ESCALA DE DOR ANTERIOR DO JOELHO.....	106

## 1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Em 1968, a Dor Patelofemoral (DP) foi descrita pela primeira vez como uma “subluxação patelar subclínica” e era englobada às disfunções que causavam dor anterior no joelho (BANOVETZ; BANOVETZ; ALBRIGHT, 1996). Atualmente, é reconhecida como uma doença específica e é definida pela ocorrência da dor ao redor ou atrás da patela, agravada por pelo menos uma atividade que sobrecarregue a articulação patelofemoral, como agachar, andar em escadas, correr e saltar (CROSSLEY et al., 2016).

A prevalência anual da DP na população geral adulta é de 22,7% e é cerca de duas vezes mais frequente em mulheres (29,2%) do que em homens (15,5%) (SMITH et al., 2018). Além disso, acomete principalmente sujeitos fisicamente ativos (76%), mas também se manifesta em sedentários (24%) (RHODE et al., 2021). Quanto à incidência, uma a cada dez pessoas, praticantes de atividade física, desenvolvem DP, incluindo jovens e adultos (NEAL et al., 2019). Dessa forma, trata-se de uma disfunção comum, que muitas vezes reduz a capacidade laboral, física e esportiva dos sujeitos com DP (CROSSLEY et al., 2016).

O Consenso de DP propõem que a sua etiologia resulta da interação complexa entre várias influências anatômicas, biomecânicas, psicológicas, sociais e comportamentais. O modelo patomecânico explica parcialmente os mecanismos subjacentes da DP e atribui a ocorrência do sintoma álgico anterior do joelho ao aumento do estresse na articulação patelofemoral (POWERS et al., 2017). O estresse é o resultado da força de reação patelofemoral distribuída na superfície de contato articular (ATKINS et al., 2019; KERNOZEK et al., 2018). No decurso de movimentos diários ou esportivos, o aumento do estresse patelofemoral pode sobrecarregar repetitivamente estruturas como o osso subcondral, a gordura de Hoffa, o retináculo e os ligamentos, provocando a dor (POWERS et al., 2017). Esse modelo foi construído a partir de evidências descobertas ao longo de décadas, que apontaram múltiplos fatores que podem interagir entre si e resultar na elevação do estresse patelofemoral nos pacientes com DP (CROSSLEY et al., 2016).

Entre 1968 e 1994, apoiados na ciência básica, acreditava-se que a DP era secundária ao desequilíbrio entre as forças que controlam o deslocamento mediolateral da patela. Entendia-se que o predomínio das forças laterais, produzidas pelo vasto lateral, reto femoral e tensor da fâscia lata, causavam o deslocamento lateralizado da patela e a sua inclinação em relação ao fêmur, comprimindo a sua face lateral contra o côndilo lateral do fêmur (BANOVETZ; BANOVETZ; ALBRIGHT, 1996). Naquele período, surgiram evidências sobre o possível atraso do recrutamento e hipotivação do vasto medial oblíquo (VMO), restritor da lateralização

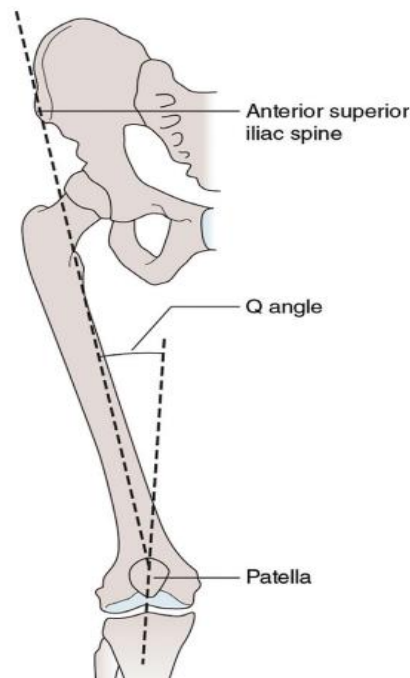
patelar, em relação ao vasto lateral, que, apesar de conflitantes, justificavam o mau funcionamento articular (BANOVETZ; BANOVETZ; ALBRIGHT, 1996; WONG, 2009). Atualmente, evidências moderadas confirmam o atraso relativo do VMO em sujeitos com DP, mas sem diferenças para a amplitude de ativação relativa entre os vastos (ALSALEH et al., 2021). Todavia, ainda não é claro qual o efeito clínico do atraso do VMO sobre a artrocinemática patelar (POWERS et al., 2017).

Desta forma, o objetivo terapêutico daquele período foi aumentar a ativação e hipertrofiar o VMO. Para isso, recomendavam-se exercícios que combinassem o fortalecimento dos extensores do joelho à adução do quadril, uma vez que esse músculo origina-se do tendão do adutor magno (BANOVETZ; BANOVETZ; ALBRIGHT, 1996). Tendo em vista que a área de contato articular é mínima na extensão e aumenta com a flexão do joelho, o fortalecimento dos extensores passou a ser evitada próxima à extensão, na cadeia aberta, assim como, abaixo de 60°, na cadeia fechada (STEINKAMP et al., 1993). Outras condutas, como a estimulação elétrica e o *biofeedback* do VMO, as bandagens de McConnell e o alongamento do retináculo lateral e dos membros inferiores, também surgiram nesse período. Mesmo com a evolução terapêutica, os sintomas recidivavam ou persistiam após a intervenção (BANOVETZ; BANOVETZ; ALBRIGHT, 1996).

Em 2003, Powers postulou a teoria sobre a influência biomecânica dos membros inferiores sobre a articulação patelofemoral e ampliou o olhar científico, antes focado na articulação álgica, para os segmentos adjacentes. Fundamentada na premissa de que quanto maior o ângulo do quadríceps (ângulo Q) (Figura 1), maior é o vetor de força que age lateralizando a patela durante a contração muscular, o autor sugeriu que os movimentos dos segmentos próximos ao joelho poderiam alterar esse ângulo e influenciar a cinemática patelofemoral. Propôs-se que os movimentos excessivos de adução e rotação medial do quadril e pronação subtalar do pé podem aumentar o ângulo Q, pois afastam a patela do seu alinhamento com a espinha ilíaca anterossuperior e a tuberosidade anterior da tíbia. Esses movimentos combinados dão ao joelho a aparência em valgo, que ilustra o aumento do ângulo Q em atividades dinâmicas (POWERS, 2003).

Apesar de sustentada pela teoria biomecânica, somente em 2010, Souza e colaboradores provaram, por meio de ressonância magnética, que na cadeia fechada, aos 45° de flexão do joelho, as mulheres com DP apresentam maior rotação medial do fêmur, comparadas às assintomáticas, e essa diferença aumenta à medida que a extensão do joelho é alcançada. Assim, diferente da cadeia aberta, na qual, a patela se desloca lateralmente sobre o fêmur durante a extensão, na cadeia fechada, o quadríceps contrai e fixa a patela na tíbia, enquanto o fêmur roda

Figura 1. O ângulo do quadríceps.



Fonte: LOUNDON, 2016.

medialmente detrás dela, movendo o côndilo femoral lateral contra a face lateral da patela. Esse se tornou o principal mecanismo causador da lateralização e da inclinação patelar relativos ao fêmur. Ademais, os autores sugeriram que o aumento da rotação medial do fêmur poderia reduzir a área de contato articular e torná-la mais susceptível ao aumento do estresse patelofemoral frente a pequenas elevações da força de reação patelofemoral (SOUZA et al., 2010).

Ainda nesse período, o conhecimento biomecânico foi aprimorado pela consciência de que a posição do tronco influencia a magnitude dos momentos externos que atuam sobre o joelho durante tarefas dinâmicas. Powers (2010) sugere que, no plano frontal, durante a fase de apoio, a fraqueza do glúteo médio é compensada pela elevação da pelve contralateral, acompanhada da inclinação do tronco para o sentido do membro de apoio. Entretanto, a inclinação do tronco em excesso, combinada à medialização do joelho, também produz um momento valgo sobre essa articulação. Já no plano sagital, a fraqueza do glúteo máximo é compensada pela retificação do tronco, que, por sua vez, aumenta a demanda extensora do joelho e sobrecarrega a articulação patelofemoral (POWERS, 2010). O entendimento de que os movimentos do tronco e membros inferiores são interligados e podem afetar o deslocamento patelar, precedeu às pesquisas de avaliação da força muscular e da cinemática na DP.

A partir de 2003 foram publicados estudos que compararam a força muscular isométrica do quadril entre mulheres com e sem DP. Fortes evidências foram construídas e indicam que as mulheres com DP apresentam fraqueza dos rotadores laterais, abdutores e extensores do quadril (MORADI et al., 2014; NUNES et al., 2019; PRINS; WURFF, 2009). A força isocinética também foi investigada e proveu evidências moderadas de que as mulheres com DP apresentam diminuição da força excêntrica de abdução do quadril (NAKAGAWA et al., 2012a; RATHLEFF et al., 2014). Já os estudos com homens trouxeram evidências limitadas que indicam redução da força isométrica de abdução e excêntrica de rotação lateral do quadril (RATHLEFF et al., 2014). Evidências moderadas e fortes, respectivamente, também apontaram para a redução da força isométrica e isocinética, concêntrica e excêntrica, dos extensores do joelho em sujeitos com DP (ALSALEH et al., 2021). Contudo, alguns trabalhos não observaram diferenças entre os grupos para a força isométrica do quadril e joelho (BAELLOW et al., 2020; ESCULIER; ROY; BOUYER, 2015) e os resultados referentes à força do tronco são conflitantes (ALMEIDA et al., 2016; NAKAGAWA; MACIEL; SERRÃO, 2015). Ainda, análises posteriores revelaram que nem todos os acometidos pela DP apresentam prejuízos na força muscular, e alguns subgrupos, formados por homens e mulheres, apresentam força abdução do quadril e extensora do joelho preservada (DREW et al., 2019; SELFE et al., 2016).

Estudos cinemáticos foram desenvolvidos paralelamente e investigaram os movimentos realizados por pessoas com DP em diferentes atividades. No plano frontal, observou-se aumento da inclinação ipsilateral do tronco (NAKAGAWA et al., 2012a; NAKAGAWA; MACIEL; SERRÃO, 2015), da queda pélvica contralateral (NAKAGAWA et al., 2012a) e do valgo do joelho (GWYNNE; CURRAN, 2018; HERRINGTON, 2014; LEVINGER; GILLEARD; COLEMAN, 2007; NAKAGAWA et al., 2012a; NAKAGAWA; MACIEL; SERRÃO, 2015; REES; YOUNIS; MACRAE, 2019) durante o agachamento unipodal. Obteve-se, por alguns autores, o mesmo padrão de movimento em atividades que simulam a descida de escada (ALMEIDA et al., 2016; NAKAGAWA et al., 2012b), porém, outros não encontraram diferenças para o valgo e alinhamento do tronco (NOVELLO et al., 2018; SCHWANE et al., 2015), um dos quais verificou aumento da elevação pélvica contralateral (NOVELLO et al., 2018). Por sua vez, a corrida não evidenciou o valgo do joelho (HAGHIGHAT et al., 2021; REES; YOUNIS; MACRAE, 2019), nem alterações na inclinação do tronco (HAGHIGHAT et al., 2021; NOEHREN et al., 2012) e da pelve (ESCULIER; ROY; BOUYER, 2015; HAGHIGHAT et al., 2021; NOEHREN et al., 2012), mas desencadeou aumento significativo da adução (CEYSSENS et al., 2019; ESCULIER; ROY; BOUYER, 2015; NOEHREN et al., 2012) e rotação medial do quadril em mulheres com DP (NOEHREN et al., 2012).

No plano sagital, não foram encontradas diferenças para o alinhamento do tronco e do quadril durante a descida de escadas (SEMCIW; NEATE; PIZZARI, 2016). Os achados sobre a cinemática do joelho foram inconsistentes para essa tarefa, visto que um trabalho observou aumento da excursão angular em mulheres com DP (RATHLEFF et al., 2013), enquanto outros não encontraram diferenças entre os grupos (NOVELLO et al., 2018; SCHWANE et al., 2015). Para o tornozelo, observou-se redução do movimento, também em mulheres com DP (NOVELLO et al., 2018). Na corrida (BAZETT-JONES et al., 2013; FOX et al., 2018; HAGHIGHAT et al., 2021; HO et al., 2021; NOEHREN et al., 2012), somente um estudo (FOX et al., 2018) observou aumento da flexão do joelho e da dorsiflexão do tornozelo em corredores com DP. Nas tarefas de salto, os resultados mostraram redução dos movimentos do quadril (DE BLEECKER et al., 2020; NUNES; BARTON; SERRÃO, 2019), joelho (BAELLOW et al., 2020; DE BLEECKER et al., 2020; NUNES; BARTON; SERRÃO, 2019) e tornozelo (NUNES; BARTON; SERRÃO, 2019), nas fases de aterrissagem (BAELLOW et al., 2020; DE BLEECKER et al., 2020; NUNES; BARTON; SERRÃO, 2019) e aceleração (NUNES; BARTON; SERRÃO, 2019), em sujeitos com DP.

Também foram desenvolvidos estudos sobre a atividade eletromiográfica dos músculos controladores dos movimentos alterados da DP. No agachamento unipodal, verificou-se que mulheres com DP apresentam menor ativação média do glúteo médio (GMéd), comparadas às mulheres e homens assintomáticos e homens com DP (NAKAGAWA et al., 2012a). Para essa tarefa, não foram observadas diferenças para a ativação média do oblíquo externo, iliocostal (NAKAGAWA; MACIEL; SERRÃO, 2015) e glúteo máximo (NAKAGAWA et al., 2012a). Na descida do degrau, observou-se que a hipoativação do GMéd ocorre somente aos 60° de flexão do joelho (NAKAGAWA et al., 2012b). Ao descer lances de escadas, identificou-se a hiperativação dos vastos medial e lateral durante a fase de apoio (RATHLEFF et al., 2013). Alguns autores verificaram que esse aumento de ativação ocorre com a exacerbação da dor no joelho (BRIANI et al., 2018). Na corrida, uma meta-análise (SEMCIW; NEATE; PIZZARI, 2016) mostrou que sujeitos com DP ativam o GMéd por menos tempo durante a fase de apoio. Na aterrissagem bipodal, observou-se hipoativação do glúteo máximo e hiperativação do VMO em mulheres com DP, sem diferenças para o vasto lateral e GMéd (BAELLOW et al., 2020).

Ainda que haja o embasamento teórico que relacione a diminuição da força à alteração cinemática, estas variáveis não mostraram associação significativa nos sujeitos com DP (ALMEIDA et al., 2016; NAKAGAWA; MACIEL; SERRÃO, 2015; SILVA et al., 2019). Nesse sentido, apesar de um estudo (ALMEIDA et al., 2016) encontrar redução do torque isométrico dos músculos posterolaterais do quadril e aumento do valgo dinâmico do joelho,

obtido na descida do degrau, em mulheres com DP, a correlação entre essas variáveis foi significativa, fraca e negativa, somente no grupo de assintomáticas. De modo semelhante, outro estudo (NAKAGAWA; MACIEL; SERRÃO, 2015) observou redução da força isométrica dos músculos do tronco e aumento do valgo dinâmico do joelho, obtido no agachamento unipodal, em sujeitos com DP; entretanto, houve correlação significativa, moderada e negativa, entre a força dos músculos laterais do tronco e o valgo do joelho somente no grupo de assintomáticos. Por fim, um estudo (SILVA et al., 2019) analisou, em mulheres com DP, a correlação entre a força isométrica dos extensores do joelho e o pico de flexão do joelho, obtido na fase de apoio da descida de escadas, e não encontrou resultado significativo.

Estudos que envolveram somente assintomáticos foram inconsistentes e encontraram correlação moderada e negativa entre o torque isocinético dos abdutores e extensores do quadril e o valgo dinâmico do joelho, observado no agachamento unipodal (NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020); capacidade preditiva da força isométrica dos extensores do quadril sobre o valgo dinâmico do joelho, observado no salto bipodal, com associação negativa entre essas variáveis (HOLLMAN et al., 2013); capacidade preditiva da força isométrica dos abdutores do quadril sobre o valgo dinâmico do joelho, desencadeado no agachamento unipodal, com associação negativa entre essas variáveis (STICKLER; FINLEY; GULGIN, 2015); ausência de capacidade preditiva da força isométrica dos abdutores e extensores do quadril sobre o valgo dinâmico do joelho, coletado no agachamento unipodal (HOLLMAN et al., 2014); ausência de correlação significativa entre a força isométrica dos abdutores do quadril e o ângulo de adução do quadril, obtido na corrida (RODRIGUEZ et al., 2020); correlação moderada e positiva entre força isométrica dos abdutores do quadril e valgo dinâmico do joelho, obtido na descida do degrau (HOLLMAN et al., 2009). Por sua vez, a maior estabilidade do tronco associou-se ao maior controle do alinhamento frontal do joelho (MOZAFARIPOUR et al., 2021) e a menor rigidez dos movimento sagitais do quadril e joelho (ZAMBARANO; BOUILLON; GLAVIANO, 2021), ambos obtidos no agachamento unipodal.

Outra questão de interesse é a compreensão da relação entre a atividade motora e o movimento desempenhado. Nesse contexto, encontramos um único estudo que incluiu sujeitos com DP. Nele, verificou-se que a ativação do iliocostal e do oblíquo externo não se correlaciona com o valgo dinâmico do joelho, de modo significativo, em ambos os grupos, com e sem DP (NAKAGAWA; MACIEL; SERRÃO, 2015). Os demais estudos encontrados incluíram somente sujeitos assintomáticos. Entre eles, três estudos verificaram que a hipoativação do glúteo máximo se associou ao aumento do valgo dinâmico do joelho, analisado no agachamento unipodal (HOLLMAN et al., 2014), na descida do degrau (HOLLMAN et al., 2009) e no salto

bipodal (HOLLMAN et al., 2013), e ao aumento da rotação medial do quadril, observado na corrida (MOHAMMAD; ELSAIS, 2020). Quanto à ativação do GMéd, dois estudos não mostraram associação significativa com a cinemática frontal do joelho (HOLLMAN et al., 2009, 2014) e do quadril (HOLLMAN et al., 2009), enquanto um estudo observou correlação forte e positiva com o ângulo de adução do quadril, obtido no agachamento unipodal (NEAMATALLAH; HERRINGTON; JONES, 2020). Ao considerar que existem alterações na ativação muscular e no padrão de movimento de sujeitos com DP, é possível que a relação entre essas variáveis seja distinta nesta população.

Apesar da evolução das condutas terapêuticas, baseadas nos inúmeros estudos biomecânicos realizados, o prognóstico da DP é ruim, visto que mais de 50% dos pacientes relatam resultados desfavoráveis após cinco a oito anos do seu tratamento (LANKHORST et al., 2016). Ainda, uma revisão apontou que o efeito dos tratamentos disponíveis para DP se equipara ao efeito da ausência de intervenção, para a melhora da dor em três meses, e ao efeito isolado da educação, para a melhora global autopercebida em 12 meses (WINTERS et al., 2021). Esses achados denotam a baixa eficácia terapêutica, que colabora para o mau prognóstico dos pacientes.

Especulamos que a baixa eficácia terapêutica possa decorrer da existência de subgrupos de pacientes com DP, com deficiências específicas. Os critérios de elegibilidade dos estudos clínicos levantados por Winters et al. (2021) mostram que muitos deles não selecionaram os participantes de acordo com os objetivos terapêuticos (WINTERS et al., 2021). Por exemplo, alguns estudos que almejavam o ganho de força muscular proximal não selecionaram pacientes com fraqueza muscular (WINTERS et al., 2021), assim como, o retreinamento motor para a correção do valgo foi realizado sem considerar a avaliação prévia do movimento (BALDON et al., 2015; RABELO et al., 2017). É possível que essa falta de seletividade ocorra pela aceitação das premissas de que a fraqueza muscular e as alterações cinemáticas estejam relacionadas e presentes em todos os pacientes com DP. Entretanto, verificou-se que nem todos os sujeitos com DP apresentam fraqueza muscular (BAELLOW et al., 2020; DREW et al., 2019; ESCULIER; ROY; BOUYER, 2015; SELFE et al., 2016); que algumas alterações cinemáticas são inconsistentes (ALMEIDA et al., 2016; NAKAGAWA et al., 2012b; NOVELLO et al., 2018; RATHLEFF et al., 2013; SCHWANE et al., 2015); e que o baixo nível de força muscular não se correlaciona com o padrão de movimento, nesses sujeitos (ALMEIDA et al., 2016; NAKAGAWA; MACIEL; SERRÃO, 2015; SILVA et al., 2019). A partir dessas informações, sugerimos que as deficiências da força e do movimento possam representar vias distintas que contribuem para a DP e que podem não ocorrer, de modo concomitante, em todos os pacientes.

Porventura, especulamos que a ativação muscular possa modular o movimento, em vez da força muscular máxima, nesses sujeitos. Esclarecer essas possibilidades colaboraria na compreensão dos mecanismos subjacentes da DP e, por consequência, auxiliaria no aprimoramento do seu tratamento.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Avaliação cinemática de sujeitos com dor patelofemoral

Na Tabela 1, são apresentados os dados de alguns estudos cinemáticos transversais.

Levinger et al. (2007) compararam a cinemática frontal do agachamento unipodal, entre mulheres com e sem DP, e observaram maior valgo do joelho no grupo com DP (GDP) ( $p < 0,05$ ); não houve diferença significativa para o deslocamento horizontal do fêmur distal em relação ao pé de apoio (Tabela 1). A deficiência do controle motor do quadril e do joelho foi apontada como possível causa do desalinhamento observado no GDP. Ainda, o agachamento unipodal foi considerado uma ferramenta clínica complementar para avaliar a função de mulheres com DP.

Noehren et al. (2012) compararam a cinemática da fase de apoio da corrida em esteira, entre corredoras com e sem DP, e verificaram maior adução do quadril e rotação medial do quadril e da tibia no GDP; não houve diferença significativa para o pico de inclinação ipsilateral do tronco, inclinação inferior da pelve contralateral e cinemática do pé (Tabela 1). Os autores sugeriram que essas alterações cinemáticas podem aumentar o estresse patelofemoral e que existem diferentes subgrupos na população com DP, uma vez que padrões motores distintos foram observados na amostra avaliada.

Nakagawa et al. (2012) compararam a cinemática e a ativação muscular do quadril, obtidas no agachamento unipodal, entre sujeitos com e sem DP, e observaram maior inclinação ipsilateral do tronco, inclinação inferior da pelve contralateral, adução do quadril e valgo de joelho no GDP ( $p < 0,05$ ); não houve diferença significativa para a ativação dos glúteos máximo e médio. A força isocinética do quadril também foi comparada e foi encontrado menor torque excêntrico dos abdutores e rotadores laterais no GDP ( $p < 0,05$ ) (Tabela 1). Ainda, as mulheres com DP apresentaram maior rotação medial do quadril do que os demais subgrupos (mulheres e homens assintomáticos, homens com DP), e menor ativação do GMéd comparadas às mulheres assintomáticas ( $p < 0,05$ ). Os autores apoiaram a teoria de que, na DP, as alterações cinemáticas ocorrem para compensar a fraqueza muscular do quadril. Em contrapartida, essas alterações também favorecem o aumento do estresse patelofemoral e podem causar a queixa algica no joelho. Além disso, destacaram que a DP se manifesta de modo diferenciado em mulheres e, por isso, o efeito do sexo deveria ser considerado nas próximas pesquisas.

Esses mesmos autores também compararam a cinemática frontal e a ativação do GMéd, obtidas no teste de descida do degrau, entre sujeitos com e sem DP. Estas variáveis foram calculadas aos 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho, das fases excêntrica e concêntrica. O GDP apresentou maior inclinação ipsilateral do tronco, inclinação inferior da pelve contralateral e adução de quadril, a partir dos 45° de flexão do joelho da fase excêntrica até o término do movimento; já o valgo de joelho foi maior em todos os ângulos analisados ( $p < 0,05$ ). Quanto à ativação do GMéd, o GDP apresentou menor ativação aos 60° de flexão do joelho de ambas as fases ( $p < 0,05$ ). Também foi comparado o torque isométrico abductor do quadril e verificou-se que o GDP é mais fraco do que o GC (Tabela 1) e que as mulheres com DP apresentam menor torque comparadas aos demais subgrupos (mulheres e homens assintomáticos, homens com DP) ( $p < 0,05$ ). De modo semelhante, especulou-se que a fraqueza do quadril acarretaria nas alterações cinemáticas do tronco e da pelve, que, por sua vez, resultariam no desalinhamento do joelho e na DP. Também sugeriu-se que o aumento da inclinação ipsilateral do tronco resultaria na hipoativação do GMéd, visto que esta estratégia poderia reduzir a demanda abdução do quadril (NAKAGAWA et al., 2012b).

Herrington (2014) comparou o valgo do joelho, obtido nas tarefas unipodais de agachamento e aterrissagem, entre mulheres com e sem DP. Houve efeito significativo do grupo e da tarefa, mas não houve interação significativa. O valgo do membro acometido foi maior, comparado ao lado não acometido e ao membro dominante do GC ( $p < 0,05$ ); não houve diferença significativa entre o membro não acometido e o membro dominante do GC; o valgo acentuou-se na aterrissagem unipodal, em relação ao agachamento unipodal (Tabela 1). Concluiu-se que o joelho acometido pela DP apresenta aumento do valgo dinâmico e que pacientes e assintomáticas aumentam o desalinhamento do membro inferior em tarefas de maior demanda.

Esculier et al. (2015) compararam a cinemática, a cinética e a ativação muscular do membro inferior, coletadas na fase de apoio da corrida em esteira, além da força isométrica dos músculos do quadril e do joelho, entre corredores recreacionais com e sem DP. Os resultados mostraram que o GDP apresentou maior pico angular de adução do quadril e duração da ativação do sóleo na fase tardia do apoio, comparado ao GC ( $p < 0,05$ ); não houve diferença significativa para as demais variáveis (Tabela 1). Ao analisar o subgrupo de corredores que apoiaram inicialmente o retropé, verificou-se maior pico de adução do quadril, menor pico e média de ativação do GMéd, maior duração da atividade do sóleo e menor força de reação do solo, comparado ao subgrupo pareado assintomático ( $p < 0,05$ ). Dessa forma, registrou-se a

existência de um subgrupo que apresenta deficiências particulares que poderiam ser abordadas de modo específico pela fisioterapia.

Schwane et al. (2015) compararam a cinemática do tronco, quadril e joelho, nos três planos, durante a fase de apoio da descida de quatro degraus consecutivos, entre mulheres com e sem DP. O GDP apresentou maior rotação medial do joelho, comparado ao GC ( $p < 0,05$ ); não houve diferença significativa para as demais variáveis (Tabela 1). A escassez de alterações cinemáticas foi atribuída à baixa demanda da tarefa testada, que provavelmente não exigiu o suficiente para provocar movimentos excessivos no GDP.

Nakagawa et al. (2015) compararam a cinemática frontal e a ativação muscular do tronco, obtidos no agachamento unipodal, e a força isométrica dos músculos do tronco, entre sujeitos com e sem DP. O GDP mostrou maior pico angular de inclinação ipsilateral do tronco, adução de quadril e valgo de joelho e menor força isométrica dos extensores, rotadores e flexores laterais do tronco, comparado a GC ( $p < 0,05$ ); não houve diferença significativa para a ativação do iliocostal e oblíquo externo (Tabela 1). Os autores também analisaram a correlação entre a cinemática do membro inferior (adução de quadril e valgo de joelho) e as demais variáveis (força, ativação e pico de inclinação ipsilateral do tronco). Houve correlação significativa apenas no GC, entre a força isométrica dos músculos laterais do tronco e o pico de valgo do joelho ( $r = -0,51$ ); entre os picos de inclinação ipsilateral do tronco e de adução de quadril ( $r = -0,66$ ) e entre os picos de inclinação ipsilateral do tronco e valgo de joelho ( $r = 0,49$ ). Sugeriu-se que a falta de estabilidade lateral do tronco contribua para os movimentos excessivos do GDP, e que a ausência de correlação significativa seja decorrente da existência de subgrupos com alterações biomecânicas específicas.

Fox et al. (2018) compararam a cinemática da fase de apoio da corrida em esteira, realizada na velocidade de preferência, entre corredores assintomáticos [ $n = 98$ , 38 homens,  $39,4 \pm 13,5$  anos], com DP aguda ( $n = 25$ , 11 homens,  $30,0 \pm 10,6$  anos, *Anterior Knee Pain Scale*, (AKPS) =  $74,33 \pm 9,98$  pontos] e crônica ( $n = 73$ , 28 homens,  $32,5 \pm 10,9$  anos, AKPS =  $76,54 \pm 10,76$  pontos). Ambos os grupos com DP apresentaram maior flexão do joelho durante toda a fase de apoio, e dorsiflexão do tornozelo durante a fase de apoio inicial, comparados aos assintomáticos. De modo geral, o subgrupo com dor aguda mostrou maior movimento do quadril no plano transversal, enquanto o subgrupo com dor crônica apresentou maior movimento do quadril no plano frontal, maior valgo do joelho e menor eversão do tornozelo durante a fase de apoio, comparados aos assintomáticos. Os pesquisadores sugeriram que a dor prolongada resulta em estratégias adicionais que são prejudiciais e contribuem para a perpetuação da DP.

Gwynne e Curran (2018) compararam o ângulo valgo do joelho, mensurado na posição ortostática unipodal e no pico do agachamento unipodal, entre sujeitos com e sem DP. Não houve diferença significativa entre os grupos para a medida ortostática. Por outro lado, o GDP apresentou maior valgo de joelho ao realizar o agachamento unipodal, comparado ao GC ( $p < 0,05$ ) (Tabela 1). Na comparação intragrupo, o GDP apresentou aumento significativo do valgo ao agachar, enquanto o GC não apresentou alteração significativa, o que sugere que as alterações do alinhamento do joelho no plano frontal tornem-se evidentes em tarefas de maior exigência.

Um estudo comparou a cinemática da fase de contato inicial da descida de três degraus consecutivos, entre mulheres com e sem DP e não encontrou diferenças significativas para o alinhamento do tronco, quadril, pelve e joelho, no plano frontal, e para a rotação do quadril e flexão do joelho. Após o contato inicial, na fase de resposta à carga, ainda em duplo apoio, o GDP elevou mais a pelve contralateral e abduziu mais o quadril do que o GC (Tabela 1); a amplitude de movimento da pelve e do quadril, durante o duplo apoio, foi menor no GDP ( $p < 0,05$ ). Sugeriu-se que a elevação pélvica contralateral possa ser um mecanismo para prevenir a dor, ao posicionar o centro de massa mais próximo do quadril e, como efeito, minimizar a demanda sobre os abdutores desta articulação (NOVELLO et al., 2018).

Rees et al (2019) verificaram que o ângulo valgo, obtido no agachamento unipodal, correlacionou-se significativamente com o coletado durante a corrida em esteira para ambos os membros de corredores assintomáticos ( $r = 0,64$  para o membro dominante e  $r = 0,75$  para o não dominante) e somente para o membro não acometido dos corredores com DP ( $r = 0,52$ ). Para o lado doloroso, a correlação foi de  $0,34$  ( $p = 0,19$ ). Ao comparar os grupos com e sem DP, observou-se maior ângulo valgo do lado acometido comparado aos membros dominante e não-dominante do GC ( $p < 0,05$ ) para o agachamento unipodal. Não houve diferenças significativas entre os grupos para a cinemática durante a corrida (Tabela 1). Os autores concluíram que não é possível inferir sobre a cinemática da corrida no plano frontal a partir dos movimentos observados no agachamento unipodal em corredores com DP.

Uma revisão sistemática levantou 15 estudos que investigaram parâmetros biomecânicos do agachamento unipodal para comparar grupos patológicos e saudáveis. Onze estudos foram realizados com DP, três com lesão do LCA e um com condropatia do quadril. A análise 3D foi a mais realizada (8 estudos) e incluiu medidas de inclinação do tronco e da pelve, adução e rotação medial do quadril, valgo e flexão do joelho, deslocamento patelar e dorsiflexão do tornozelo. A análise 2D (4 estudos) mensurou o valgo do joelho. Em sujeitos com DP, o valgo dinâmico do joelho foi maior do que em assintomáticos, cuja diferença entre as médias variou

de 4° a 8°. Essa população também mostrou maior inclinação ipsilateral do tronco, inclinação inferior da pelve contralateral e adução do quadril. O nível de atividade física pareceu não afetar o valgo do joelho, mas a profundidade do agachamento, em que pessoas ativas ao nível recreacional conseguiram agachar mais do que os inativos (WARNER et al., 2019).

Uma revisão sistemática, baseada em nove estudos, comparou a cinemática 3D entre sujeitos com e sem DP, fisicamente ativos, durante a aterrissagem. Baixas evidências apontaram alterações significativas na excursão dos movimentos de sujeitos com DP, tais como o aumento da adução do quadril, redução da flexão do quadril e do joelho e da rotação medial do joelho. Baixas evidências indicaram que a redução do pico de flexão e o aumento da excursão em valgo, ambos do joelho, são fatores de risco para desenvolver a DP. Baixas evidências mostraram que não há diferenças entre os grupos para a cinemática frontal da pelve e para os movimentos do tornozelo nos três planos. Os autores acreditam que o padrão de aterrissagem com rigidez dos movimentos sagitais aumentaria a compressão patelofemoral pelo aumento da força de reação do solo (DE BLEECKER et al., 2020).

Haghighat et al. (2021) compararam a cinemática da fase de apoio da corrida em esteira, nas velocidades de preferência e fixa, entre mulheres não corredoras, com e sem DP. Para as medidas de pico angular, houve somente efeito significativo da condição, no qual, o aumento da velocidade acentuou os ângulos cinemáticos do tronco, pelve e joelho. Para a amplitude de movimento, houve efeito significativo do grupo e da condição: o GDP apresentou menor movimento da pelve e maior movimento do joelho, no plano frontal, comparado ao GC; o movimento da pelve, no plano frontal, e do joelho, no plano transversal, foram maiores na velocidade mais alta (Tabela 1). Os autores averiguaram que o movimento pélvico estava diminuído nos dois sentidos (inclinação superior e inferior), enquanto somente o movimento varo do joelho estava aumentado nas mulheres com DP. Sugeriu-se que o GDP adotou estratégia de maior rigidez da pelve para prevenir o excesso do valgo de joelho e a consequente dor, e ainda, que as velocidades adotadas não impuseram demanda suficiente para evidenciar diferenças para o pico angular entre os grupos.

Ho et al. (2021) comparam o pico do estresse patelofemoral, o ângulo de flexão do tronco, a força de reação e a área de contato patelofemoral, calculados no pico do estresse patelofemoral, entre corredores com e sem DP, durante a corrida em esteira, nas velocidades lenta, de preferência e rápida. Não houve interação significativa entre grupo e condição, assim como não houve efeito significativo do grupo (Tabela 1). Dessa forma, refutou-se a hipótese de que a redução da flexão do tronco, acompanhado do aumento no estresse patelofemoral, seriam

observados nos corredores com DP. Para esta tarefa, os autores acreditam que o aumento da adução e rotação medial do fêmur sejam as possíveis causas da DP.

Tabela 1. Síntese dos estudos cinemáticos na dor patelofemoral.

Autores	Participantes	Método	Resultados		
			GC	GDP	
Levinger, Gilleard, Coleman, 2007	Mulheres esportistas recreacionais GC – assintomáticas n= 13 Idade média= 23,9 (7,84) anos	Agachamento unipodal a 45° de flexão de joelho Cinemática 2 D	Ângulo valgo do joelho*	7,79 (4,22)	11,75 (3,61)
	GDP n= 12 Idade média= 37,4 (9,41) anos	Variáveis= excursão do ângulo valgo do joelho (°) e desvio femoral horizontal (cm)	Desvio femoral horizontal	2,02 (1,11)	2,54 (1,29)
Noehren et al., 2012	Corredoras GC – assintomáticas n= 16 Idade média= 25 (4) anos	Corrida em esteira a 3.3 Km/h Cinemática 3 D	Adução de quadril*	17,8 (2,6)	20,0 (3,5)
	GDP n= 16 Idade média= 27 (6) anos	Variáveis= pico angular (°) obtido na fase de apoio	Rotação medial do quadril* Inclinação ipsilateral do tronco Queda pélvica contralateral Eversão do retopé Dorsiflexão do antepé Abdução do antepé Rotação medial da tibia*	5,2 (3,3) 3,5 (3,0) 6,6 (2,1) 9,4 (5,3) 7,5 (2,5) 10,8 (3,24) 6,5 (3,0)	9,8 (4,2) 5,0 (1,3) 8,0 (2,7) 11,2 (4,0) 7,2 (2,5) 12,5 (4,0) 10,0 (5,3)
Nakagawa et al., 2012a	GC – assintomáticos N= 40 (20 mulheres) Idade média das mulheres= 21,8 (2,6) anos Idade média dos homens= 23,5 (3,8) anos	Agachamento unipodal a 60° de flexão do joelho Cinemática 3 D EMG de superfície Força (dinamômetro isocinético, 30°/s) CIVM	Inclinação ipsilateral do tronco* Queda pélvica contralateral* Adução de quadril* Rotação medial do quadril Valgo do joelho* Torque, abdutores do quadril* Torque, rotadores laterais do quadril*	6,7 (3,0) 7,4 (3,8) 10,8 (5,6) 9,6 (5,1) 5,8 (3,4) 0,81 (0,19) 0,53 (0,12)	9,3 (5,3) 10,3 (4,7) 14,8 (7,8) 12,7 (6,1) 9,2 (5,0) 0,67 (0,20) 0,44 (0,12)
	GDP N= 40 (20 mulheres) Idade média das mulheres= 22,3 (3,1) anos Idade média dos homens= 24,2 (4,4) anos	Variáveis= excursão angular (°) e ativação normalizada (% CIVM); torque isocinético (N.m/Kg.m)	Ativação, Gméd Ativação, Gmáx	23,3 (7,6) 21,7 (7,1)	20,8 (6,8) 22,3 (6,1)

Nakagawa et al., 2012b	Atletas recreacionais GC – assintomáticos N= 40 (20 mulheres) Idade média das mulheres= 21,94 (2,71) anos Idade média dos homens= 23,28 (3,98) anos  GDP N= 40 (20 mulheres)  Idade média das mulheres= 22,44 (3,24) anos Duração= 37,61 (29,21) meses Idade média dos homens= 23,56 (3,24) anos Duração= 30,39 (14,39) meses	Descida de degrau (altura do degrau ajustado a 10% da altura do participante) Cinemática 3 D  Variável= excursão angular (°) calculada a 60° de flexão de joelho	Inclinação ipsilateral do tronco*	≅ 6	≅ 9	
			Queda da pelve*	≅ 7	≅ 10	
			Adução do quadril*	≅ 8	≅ 16	
			Valgo do joelho*	≅ 3	≅ 6,5	
				dominante	lado acometido	lado não acometido
Herrington, 2014	Mulheres fisicamente ativas GC – assintomáticas N= 30 Idade média= 20,4 (1,4) anos  GDP unilateral N= 12 Idade média= 24 (3,2) anos	Agachamento unipodal Aterrissagem unipodal Ambos de 45-60° de flexão de joelho Cinemática 2 D  Variável= ângulo valgo de joelho (°)	Valgo de joelho, agachamento unipodal*	8,4 (5,1)	16,8 (5,4)	~10
			Valgo de joelho, aterrissagem unipodal*	13,5 (5,7)	21,7 (3,6)	~15
Esculier, Roy, Bouyer, 2015	Corredores recreacionais GC – assintomáticos N= 20 (15 mulheres) Idade média= 33,2 (6,0) anos  GDP N= 21 (16 mulheres) Idade média= 34,1 (6,0) anos Pior dor (EVA)= 5,2 (1,6) cm	Corrida na esteira (5 minutos, velocidade de preferência) EMG de superfície Cinemática 3 D CIVM Força (dinamômetro portátil)	Média, GMéd	74,3 (28,3)	60,1 (25,0)	
			Média, GMáx	48,1 (23,0)	46,7 (22,8)	
			Média, vasto medial oblíquo	78,4 (22,0)	80,5 (30,0)	
			Média, vasto lateral	80,3 (21,3)	87,9 (30,5)	
			Média, sóleo	226,4 (85,7)	183,0 (70,0)	
			Pico, adução de quadril	11,5 (2,9)	12,0 (3,4)	
			Pico, rotação medial do quadril	8,2 (5,5)	7,9 (5,5)	
			Pico, queda pélvica contralateral	-3,5 (1,8)	-3,7 (1,4)	
Força, extensores do joelho	62,4 (16,0)	58,4 (16,0)				

	Duração= 38,1 (45,5) meses Função (KOS-ADLS)= 71,7 (12,9) pontos	Variáveis: média da ativação normalizada (% CIVM), pico dos ângulos cinemáticos (°) e força normalizada [(N/Kg).100]	Força, abdutores do quadril Força, rotadores laterais do quadril Força dos extensores do quadril	33,9 (7,7) 14,8 (4,2) 50,8 (12,1)	34,2 (7,4) 13,5 (4,5) 54,4 (13,4)
Schwane et al., 2015	Mulheres fisicamente ativas GC – assintomáticas n= 20 Idade média= 21,0 (2,6) anos  GDP n= 20 Idade média= 22,2 (3,1) anos Duração= 4 a 5 anos EVA= 17,3 (14,3) mm	Descida de 4 degraus com 20 cm de altura Cinemática 3 D  Variável= excursão angular (°) durante a fase de apoio	Flexão de tronco Inclinação ipsilateral do tronco Adução do quadril Valgo do joelho Rotação medial do joelho*	1,7 (0,9) 1,6 (0,8) 10,9 (4,2) 2,7 (3,0) 8,9 (4,4)	1,7 (1,1) 1,7 (1,7) 10,5 (4,1) 2,6 (5,1) 12,8 (7,2)
Nakagawa, Maciel, Serrão, 2015	GC – assintomáticos N= 30 (20 mulheres) Idade média= 22,3 (3,0) anos  GDP N= 30 (20 mulheres) Idade média= 22,7 (3,4) anos	Agachamento unipodal a 60° de flexão de joelho Cinemática 3 D CIVM Força (dinamômetro portátil) EMG de superfície  Variáveis= pico angular (°); média da ativação normalizada (% CIVM); força isométrica normalizada (% massa corporal)	Força, extensores do tronco* Força, flexores + rotadores do tronco* Força, prancha lateral* Ativação, iliocostal Ativação, oblíquo externo Pico de inclinação ipsilateral do tronco* Pico de adução do quadril* Pico do valgo do joelho*	28,8 (7,9) 38,3 (13,9) 43,1 (16,2) 25,3 (19,5) 15,0 (11,6) 6,9 (4,4) 19,2 (6,0) 6,8 (5,3)	23,6 (7,2) 18,6 (9,1) 32,3 (15,2) 15,3 (10,3) 15,5 (13,5) 9,8 (5,2) 24,0 (6,5) 10,5 (6,4)

Gwynne, Curran, 2018	Sujeitos recreacionalmente ativos GC - assintomáticos n= 30 (15 mulheres) Idade média= 29,9 (8,8) anos  GDP n= 30 (18 mulheres) Idade média= 30,6 (6,7) anos	Agachamento unipodal a 60° de flexão do joelho Cinemática 2D  Variável= ângulo (°) valgo do joelho nas posição ortostática unipodal e ao agachar a 60°	Valgo de joelho, ortostatismo Valgo de joelho, agachamento*	$\cong 4,5^\circ$ $\cong 6^\circ$	$\cong 5^\circ$ $\cong 12^\circ$		
Novello et al., 2018	Mulheres fisicamente ativas GC – assintomáticas N= 34 Idade= 26 (23 - 28) anos <sup>+</sup>  GDP N= 34 Idade= 23 (20 - 31) anos <sup>+</sup> NPS= 6,5 (5 - 7,25) AKPS= 67,35 ± 9,33 pontos	Descida de 3 degraus com 20 cm de altura Cinemática 3 D  Variável= ângulos (°) calculados durante a fase de resposta à carga (membro apoiado no degrau inferior)	Inclinação contralateral do tronco Elevação pélvica contralateral Abdução do quadril Rotação lateral do quadril Varo de joelho Flexão do joelho	1,4 (2,4) 0,6 (2,1)* 1,2 (4,2)* 1,6 (7,7) 3,4 (4,4) 23,4 (7,4)	1,1 (2,2) 2,0 (2,7) 2,9 (3,9) 1,0 (7,6) 4,6 (4,3) 24,0 (7,3)		
Rees, Younis, Macrae, 2019	Corredores GC – assintomáticos N= 16 (11 mulheres) Idade média= 31,7 (3,0) anos  GDP unilateral N= 16 (11 mulheres) Idade média= 32,4 (4,6) anos	Agachamento unipodal a 45° de flexão de joelho Corrida em esteira a 6 Km/h Cinemática 2 D  Variável= ângulo (°) valgo (+) ou varo (-) de joelho obtido no pico de flexão de joelho	Valgo de joelho, corrida Valgo/varo de joelho, agachamento unipodal	lado dominante 1,9 (4,2) -0,4 (8,6)	lado não dominante 1,2 (5,9) - 0,2 (7,6)	lado acometido 4,7 (4,4) 10,3 (8,2)*	lado não acometido 3,2 (4,0) 6,3 (8,6)

			GC		GDP				
			padrão	preferência	padrão	preferência			
Haguiguat et al., 2021	Mulheres não corredoras GC - assintomáticas n= 17 Idade média= 24,12 (3,90) anos	Corrida em esteira em velocidade padrão (2,68 m/s) e de preferência (2,1 m/s no GE e 2,23 m/s no GC) Cinemática 3D Variável= pico angular (°) obtido na fase de apoio	Inclinação de tronco ipsilateral	2,73 (1,33)	2,61 (1,28)	3,10 (1,60)	2,64 (1,50)		
			Flexão do tronco	-8,68 (3,98)	-6,88 (3,40)	-7,39 (3,63)	-5,38 (3,17)		
			Queda pélvica contralateral	-5,14 (2,30)	-4,53 (2,42)	-3,96 (2,46)	-3,67 (2,23)		
			Anteversão pélvica	-12,31 (7,10)	-11,55(6,06)	-11,91(6,69)	-9,87 (6,52)		
			Flexão de joelho	-41,38 (4,91)	-39,87(4,71)	-40,21(4,67)	-38,97(4,71)		
			Valgo de joelho	-3,50 (2,60)	-3,08 (2,46)	-3,13 (4,96)	-2,44 (4,32)		
			Rotação medial do joelho	1,68 (5,15)	0,89 (5,61)	2,98 (7,31)	1,86 (7,24)		
	GDP unilateral n= 17 Idade média= 25,94 (3,99) anos								
Ho et al., 2021	Corredores GC N= 5 Idade média= 27,4 (7,8) anos 3 mulheres e 2 homens	Corrida em esteira em 3 velocidades= de preferência, 80% e 120% da de preferência (cinemática 3 D e cinética)	Flexão do tronco Pico do estresse patelofemoral	Velocidade lenta	Velocidade preferência	Velocidade rápida	Velocidade lenta	Velocidade preferência	Velocidade rápida
				5,9 ± 4,7	4,5 ± 5,1	5,9 ± 6,7	3,9 ± 3,9	4,0 ± 3,7	4,5 ± 3,0
				10,9 ± 2,6	12,3 ± 2,7	12,6 ± 3,2	11,8 ± 4,9	13,3 ± 4,8	13,9 ± 5,3
	GDP n= 7 Idade média=28,0 (8,2) anos 5 mulheres e 2 homens AKPS= 81,6 (4,9) pontos	Variáveis= ângulo (°) de flexão do tronco obtido no pico do estresse patelofemoral; pico do estresse patelofemoral (MPa)							

\* diferença entre grupos estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ); \* diferença com os lados dominante e não dominante do GC; + mediana (intervalo interquartil); GC= grupo controle; GDP= grupo dor patelofemoral; EMG= eletromiografia; CIVM= contração isométrica voluntária máxima; NPS= *Numerical Pain Scale*; GMéd= glúteo médio; GMáx= glúteo máximo; EVA= Escala Visual Analógica; AKPS= *Anterior Knee Pain Scale*; KOS-ADLS= *Activities of Daily Living Scale of the Knee Outcome Survey*.

## 2.2 Avaliação da força muscular de sujeitos com dor patelofemoral

Nas Tabelas 2 e 3, são apresentados os dados de alguns estudos transversais referentes ao tema.

Prins e Wurff (2009) realizaram uma revisão sistemática sobre a força muscular do quadril de mulheres com DP e levantaram fortes evidências que fundamentam a diminuição da força de rotação lateral, abdução e extensão, com percentis que variaram de 5% a 36%, 12% a 27% e de 16% a 52%, respectivamente; evidências moderadas para a diminuição da força de flexão e rotação medial, mas nenhuma evidência para a diminuição da força de adução, todas comparadas às assintomáticas. Ao comparar o membro acometido com o não acometido da mesma voluntária, evidências moderadas foram encontradas para a diminuição da força de rotação lateral, abdução e extensão do quadril, mas nenhuma evidência para alterações na força de flexão, adução e rotação medial do lado álgico. Os cinco estudos incluídos nesta revisão usaram o dinamômetro portátil e três deles estabilizaram-no manualmente e dois, com faixas. Destacou-se que um estudo constatou diminuição considerável da força do quadril, comparado ao GC, mas diminuição discreta, comparado ao lado não acometido. Assim, sugeriu-se que as mulheres com DP realizam menos atividades cotidianas a fim de proteger os seus joelhos e, por isso, desenvolvam fraqueza bilateral. Outra hipótese foi de que as pacientes já apresentariam menor força bilateral antes de desenvolver os sintomas.

Rathleff et al. (2013) compararam os dados eletromiográficos e cinemáticos, obtidos durante a fase de apoio da descida de escadas, e o torque dos extensores do joelho, entre adolescentes do sexo feminino com e sem DP. Os resultados mostraram que o GDP apresentou maior entropia amostral do vasto lateral e da cinemática do joelho ( $p < 0,001$ ), que representa a maior complexidade motora para realizar a tarefa solicitada. Também constataram que o GDP desceu as escadas com maior ativação dos vastos medial e lateral e maior amplitude de movimento de flexão do joelho, comparado ao GC ( $p < 0,05$ ); não houve diferença significativa para o início da ativação dos vastos. Quanto à força, o torque isométrico extensor do joelho foi menor no GDP, comparado ao GC ( $p < 0,05$ ) (Tabela 2). Sugeriu-se que descer escadas com maior flexão de joelho representa uma estratégia desfavorável que pode aumentar a sobrecarga patelofemoral. Além disso, o aumento da ativação dos vastos poderia refletir uma tentativa de recrutar o músculo enfraquecido durante a função.

Moradi et al. (2014) compararam a força isométrica dos músculos do quadril de mulheres com DP bilateral e assintomáticas, ambas sedentárias. Os resultados mostraram que o GDP apresentou menor força de todos os agrupamentos avaliados (flexores, abdutores,

adutores, rotadores laterais e mediais), com exceção dos extensores do quadril, maior nesse grupo ( $p < 0,05$ ) (Tabela 2). Denotou-se a importância de incluir o fortalecimento proximal no tratamento da DP, pois a fraqueza seria a possível causa das alterações cinemáticas, como a acentuação do valgo dinâmico do joelho, responsáveis pelo aumento do estresse patelofemoral.

Rathleff et al., (2014), por meio de revisão sistemática e meta-análise, obtiveram evidências moderadas a fortes que não revelaram associação entre menor força isométrica de abdução, extensão, rotação lateral ou medial do quadril e o risco de desenvolver DP; evidências moderadas também não mostraram associação entre menor força isométrica de adução e flexão do quadril e o risco de desenvolver DP. Entre adolescentes, um estudo prospectivo indicou maior força de abdução do quadril entre aqueles que desenvolveram DP. Sobre esse dado, foi considerado mais plausível que nesta idade, por serem mais ativos, os adolescentes apresentem aumento da força muscular e estejam mais sujeitos à DP. A partir dessas informações, os autores sugeriram que a redução da força do quadril pode ser resultado da DP e não a causa, e pode ocorrer na fase adulta após o desenvolvimento dos sintomas, possivelmente como resultado do desuso e do medo do movimento.

Os autores também descreveram a força muscular do quadril em sujeitos com DP, de acordo com o sexo. Ao considerar homens e mulheres com DP, evidências moderadas indicaram menor força isométrica de abdução e extensão, bem como uma tendência para menor força isométrica de rotação lateral nesses indivíduos; evidências limitadas indicaram que não há diferença para a força isométrica de rotação medial ou adução. Em relação a homens com DP, evidências limitadas indicaram redução da força isométrica de abdução e da força excêntrica de rotação lateral; evidências limitadas indicaram que não há diferença da força excêntrica de abdução. Em mulheres com DP, evidências fortes indicaram menor força isométrica de extensão, rotação lateral e medial; evidências moderadas indicaram menor força excêntrica de abdução e isométrica de abdução, adução e flexão; evidências limitadas indicaram que não há diferença na força excêntrica de adução, rotação lateral ou medial (RATHLEFF et al., 2014).

Em suma, os poucos estudos que investigaram homens isoladamente observaram deficiências semelhantes, embora menores, na força de abdução e rotação lateral do quadril, comparados às mulheres. Desta forma, o fortalecimento do quadril deve ser direcionado à fraqueza específica de cada gênero e pode ser particularmente importante para mulheres adultas, mas nem tanto para homens adultos e adolescentes de ambos os sexos (RATHLEFF et al., 2014).

Por fim, os autores investigaram o efeito do fortalecimento do quadril na cinemática do joelho e nos torques articulares e, a partir de dois estudos, apontaram que o fortalecimento do quadril não mostrou efeito sobre o valgo do joelho, mas reduziu significativamente o pico do momento valgo do joelho. Os pesquisadores não questionaram o potencial benefício dos programas de fortalecimento do quadril na redução dos sintomas, visto que a melhora clínica ocorre e provavelmente seja decorrente da maior capacidade de atenuação das forças sobre o joelho, em vez da modificação do padrão de movimento. No entanto, os autores indicaram que os protocolos de fortalecimento do quadril podem não ser suficientes para prevenir a ocorrência ou recorrência de DP, uma vez que não tratam a causa da disfunção, e ressaltaram a importância do retreinamento do movimento do quadril nesta população (RATHLEFF et al., 2014).

A partir de uma amostra de 22 mulheres com DP (idade média=  $28,1 \pm 9,3$  anos; AKPS=  $71 \pm 10,1$  pontos; nível de atividade física=  $3,6 \pm ,8$  pontos no Tegner *activity*), Almeida et al. (2015) investigaram se o valgo do joelho e o torque isométrico do tronco/quadril predizem a dor e a função dessas voluntárias. Para isto, quantificou-se o ângulo valgo de joelho no teste de descida de degrau e calculou-se o torque normalizado a partir da força isométrica máxima dos músculos laterais do tronco, extensores, abdutores e rotadores laterais do quadril, captada por um dinamômetro portátil. Os resultados mostraram correlação significativa entre ângulo valgo e intensidade da dor no joelho ( $r= 0,55$ ), e entre torque lateral do tronco ( $r= 0,63$ ), extensor ( $r= 0,49$ ) e abductor do quadril ( $r= 0,46$ ) e a função. O ângulo valgo explicou 30.6% da variância da dor ( $p= 0,008$ ); o torque lateral do tronco, extensor e abductor do quadril explicaram, respectivamente, 40%, 23,5% e 21,1% da variância da função ( $p < 0,05$ ); o conjunto destas variáveis explicou 41.4 % da função ( $p= 0,02$ ). Os autores sugeriram que a correção do valgo dinâmico e o fortalecimento proximal devem ser incluídos no tratamento da DP.

Almeida e colaboradores (2016) encontraram maior valgo dinâmico do joelho na descida de degrau, menor torque isométrico máximo dos abdutores, extensores, rotadores laterais e complexo posterolateral do quadril em mulheres com DP, comparadas às assintomáticas (Tabela 2). Não houve diferença entre os grupos para o torque lateral do tronco, testado na posição de prancha lateral. No GC, houve correlação significativa do torque abductor ( $r= -0,31$ ) e do complexo posterolateral ( $r= -0,31$ ) do quadril com o ângulo valgo de joelho; não houve correlação significativa no GDP. Os autores acreditam que outros fatores, como a amplitude de movimento do quadril ou a pronação do pé, possam contribuir para o desalinhamento do membro inferior no GDP.

Baseado em seis testes clínicos, Selfe et al. (2016) identificaram três subgrupos de sujeitos com DP: “forte”, “fraco e encurtado” e “fraco e pé pronado”. O subgrupo “forte”

apresentou maior número de homens, força dos abdutores do quadril e extensores do joelho e flexibilidade do reto femoral, diferindo-se significativamente dos demais subgrupos; apresentou melhor capacidade funcional, porém, com diferença significativa apenas com o “fraco e encurtado”. Por sua vez, o subgrupo “fraco e encurtado” desempenhou a menor flexibilidade do gastrocnêmio e do reto femoral, menor torque abdutor do quadril e extensor do joelho e exibiu maior índice de massa corporal, diferindo-se significativamente dos demais subgrupos; apresentou a pior capacidade funcional, porém, com diferença significativa apenas com o “forte”. O subgrupo “fraco e pé pronado” mostrou a maior flexibilidade do gastrocnêmio, mobilidade patelar e pronação do pé, diferindo-se significativamente dos demais subgrupos; a força muscular foi intermediária e também com diferença significativa com os demais subgrupos (Tabela 3). Os autores sugeriram a necessidade de análises distintas para homens e mulheres com DP para esclarecer se o grupo “forte” é determinado pelo predomínio de homens ou, de fato, representa um subgrupo de sujeitos com DP sem alteração de força e com melhor capacidade funcional.

Uma meta-análise sobre DP mostrou que o fortalecimento muscular do quadril e do joelho, comparado ao não realizar exercícios ou ao placebo, reduz significativamente a dor e melhora o nível de atividade física ao término das intervenções, cuja duração média foi de seis semanas. Estes ganhos foram mantidos mesmo após um ano da avaliação inicial. Também denotou que o fortalecimento do quadril e do joelho é superior ao fortalecimento isolado do joelho, quanto à melhora da dor e do nível de atividade física, registrados ao término da intervenção e mantidos após seguimento médio de 12 semanas. Interessante notar que, apesar das intervenções experimentais objetivarem o ganho de força do quadril e do joelho, não houve alteração significativa deste parâmetro clínico, seja comparado ao não realizar exercícios, ao placebo ou ao fortalecimento isolado dos extensores do joelho. Ou seja, é possível que exercitar-se reduza o nível de dor e torne o paciente mais ativo, mesmo que não haja aumento de força (NASCIMENTO et al., 2018).

A partir de características clínicas, biomecânicas e de imagem, consideradas modificáveis pelo tratamento conservador, Drew et al. (2019) identificaram quatro subgrupos de sujeitos com DP: “forte”, “fraco”, “pronação e desalinhamento” e “ativo e flexível”. O subgrupo “forte” apresentou força abduutora do quadril e extensora do joelho maior que os demais subgrupos. Todas as variáveis encontraram-se dentro da normalidade, inclusive a força muscular, e este foi o subgrupo com maior número de homens e com melhor pontuação do AKPS. O subgrupo “pronação e desalinhamento” apresentou maior translação lateral da patela e pronação do pé. Estas medidas, assim como a inclinação patelar aumentada e a fraqueza

abdução do quadril e extensora do joelho, excederam à normalidade. O subgrupo “fraco” demonstrou a menor força abdução do quadril e extensora do joelho. Comparado aos limites clínicos, demonstrou fraqueza acentuada destes agrupamentos, mas todas as outras variáveis estavam dentro dos limites normais. Também foi o subgrupo com o maior número de mulheres e menor pontuação do AKPS, nível de atividade física e flexibilidade do gastrocnêmio. O subgrupo “ativo e flexível” apresentou a maior flexibilidade do quadríceps e do gastrocnêmio. Comparado aos limites clínicos, demonstrou um aumento na flexibilidade do gastrocnêmio e dos isquiotibiais, além de fraqueza dos abdutores do quadril e extensores do joelho. Todas as outras variáveis estavam dentro dos limites normais, incluindo a flexibilidade do quadríceps. Este subgrupo foi o mais ativo (Tabela 3). Os autores sugeriram que o subgrupo “fraco” seja o menos provável e o subgrupo “ativo e flexível”, o mais propenso a relatar um desfecho favorável após um ano.

Por fim, Nunes et al. (2019) encontraram redução significativa do pico de torque isométrico, da força dinâmica máxima e do pico de potência dos abdutores e extensores de quadril de sujeitos com DP, comparados aos assintomáticos. Não houve diferença significativa entre os grupos para a resistência destes agrupamentos musculares, quantificada pelo número máximo de repetições isotônicas (Tabela 2). Os autores sugeriram treinos de força e de potência dos abdutores e extensores do quadril baseados na avaliação de 10 repetições máximas em sujeitos com DP.

Tabela 2. Síntese dos estudos relacionados à avaliação da força muscular de sujeitos com dor patelofemoral.

Autor	Participantes	Método	Resultados		
			GC	GDP	
Moradi et al., 2014	Mulheres sedentárias	CIVM (2 x 5 s) do quadril (dinamômetro portátil)	Flexores*	34,7 (8,53)	22,3 (5,7)
	GC – assintomáticas		Extensores*	6,8 (13,0)	17,8 (6,3)
	N= 12		Abdutores*	28,5 (8,8)	17,1 (3,5)
	Idade média= 20,83 (1,11) anos	Variáveis: força normalizada pela massa corporal [(N/Kg).100]	Adutores*	20,5 (4,6)	11,9 (2,7)
	GE - DP bilateral		Rotadores laterais*	16,3 (3,3)	10,6 (1,4)
	n= 12		Rotadores mediais*	20,7 (4,4)	14,3 (3,5)
	Idade média= 20,58 (1,08) anos				
Rathleff et al., 2013	Adolescentes do sexo feminino	Descida de 2 lances de escada com 12 degraus cada	Entropia do VL*	-	>
	GC - assintomáticas		Entropia do VM	-	-
	N= 29	EMG de superfície	RMS normalizado do VL*	-	>
	Idade= 16,9 (16,6–17,2) anos	Eletrogoniômetro fixo na lateral do joelho	RMS normalizado do VM*	-	>
	GE - DP		Onset do VL	-	-
	n= 57	Variáveis eletromiográficas, cinemática e torque normalizado (N.m/Kg)	Onset do VM	-	-
	Idade= 17,2 (16,9–17,5) anos		ADM do joelho*	-	>
	KOOS dor= 67,3 (64,4–70,1)		Torque normalizado dos extensores de joelho* □	2,80 (2,58–3,01)	2,27 (2,14–2,40)
	Duração do dor= 36 (21–51) meses <sup>+</sup>				
Almeida et al., 2016	Mulheres	Teste de descida do degrau (cinemática 2 D)	Valgo joelho*	-6,7 (7,1)	-11,9 (5,9)
	GC - assintomáticas		Torque, abdutores do quadril*	92,3 (19,3)	75,5 (24,6)
	N= 21	Força isométrica máxima (3 x 5 s) do tronco e quadril (dinamômetro portátil)	Torque, extensores do quadril*	60,9 (20,1)	43,9 (22,3)
	Idade média= 27,3 (4,5) anos		Torque, rotadores laterais do quadril*	41,6 (8,4)	35,1 (9,3)
	GE - DP		Torque, mm. posterolaterais do quadril*	64,9 (11,9)	51,5 (15,8)
	N= 22	Variáveis: pico do ângulo valgo do joelho (°); torque isométrico normalizado [(N.m)/Kg.100]	Torque, mm. laterais do tronco	186,7 (44,8)	181,9 (89,2)
	Idade média= 28,1 (9,3) anos				
	EVA= 5,8 (1,8)				
	Duração da dor= 22,1 (16,5) meses				
	AKPS= 71 (10,1)				

Nunes et al., 2019	Sujeitos fisicamente ativos	Avaliação do quadril: CIVM (3 x 5 s, dinamômetro portátil), 10 RM, resistência isotônica e potência (5 repetições com 80% dos 10 RM)	Torque isométrico dos abdutores*	149,9 (38,7)	117,9 (23,2)	
	GC - assintomáticos		Torque isométrico dos extensores*	110,3 (31,0)	82,3 (33,1)	
	N= 16		10 RM dos abdutores*	62,1 (10,3)	53,1 (13,9)	
	Idade média= 28,7 (6,9) anos		10 RM dos extensores*	70,8 (14,1)	58,1 (14,7)	
	GE - DP		Resistência dos abdutores <sup>o</sup>	75,5 (28-261)	54,5 (32-98)	
	N= 16		Resistência dos extensores <sup>o</sup>	91 (35-245)	81 (31-291)	
	Idade média= 32,3 (9,1) anos		Potência dos abdutores*	2,6 (0,9)	1,9 (0,8)	
	Duração dos sintomas= 2,3 (1,7) anos		Potência dos extensores*	4,1 (1,3)	2,9 (1,2)	
	Pior dor= 6,5 (1,8) anos		Variáveis: pico de torque isométrico normalizado pela massa corporal			
	AKPS= 76,3 (12,5) pontos		[(Nm/kg)*100]; carga de 10 RM (força dinâmica); n <sup>o</sup> máximo de repetições (resistência); pico de potência normalizada pela massa corporal (W/Kg)			

\* diferença entre grupos estatisticamente significativa ( $p < .05$ ); + mediana (intervalo interquartil); □ média (IC 95%); ° mediana (valor mínimo- valor máximo); GC= grupo controle; GE= grupo experimental; DP= dor patelofemoral; CIVM= contração isométrica voluntária máxima; EMG= eletromiografia; VL= vasto lateral; VM= vasto medial; RMS= *Root Mean Square*; ADM= amplitude de movimento; KOOS= *Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score*; EVA= Escala Visual Analógica; AKPS= *Anterior Knee Pain Scale*; RM= repetições máximas.

Tabela 3. Síntese dos estudos relacionados à avaliação da força muscular de subgrupos de sujeitos com dor patelofemoral.

Autores	Variáveis	Subgrupos			
		“Forte”	“Fraco e encurtado”	“Fraco e pé pronado”	-
Selfe et al., 2016 <sup>Δ</sup>	N	29	49	49	
	Idade, anos <sup>■</sup>	28,3 (6,15) <sup>δ</sup>	26,9 (5,34)	24,9 (5,36) <sup>δ</sup>	
	Nº de homens (%) <sup>■</sup>	17 (53,6%) <sup>β</sup>	13 (26,5%)	13 (26,5%)	
	Baixo nível de atividade física (IPAQ)	2 (6,9%)	10 (20,8%)	7 (15,2%)	
	Dor (NPRS)	4,1 (1,68)	5,2 (1,88)	4,5 (2,08)	
	Função (MFIQ)	28,0 (15,45)	37,0 (16,99)	35,0 (17,21)	
	Torque dos abdutores do quadril, N.m/Kg <sup>■</sup>	1,69 (0,46) <sup>β</sup>	0,79 (0,30)	0,83 (0,29)	
	Torque dos extensores do joelho, N.m/Kg <sup>■</sup>	1,65 (0,53) <sup>β</sup>	0,84 (0,32)	0,82 (0,32)	
		“Forte”	“Pronação e desalinhamento”	“Fraco”	“Ativo e Flexível”
Drew et al., 2019	N	27	10	22	11
	Idade, anos	30,7 ± 5,13	30,6 ± 5,3	30,1 ± 6,2	34 ± 2,9
	Nº de homens (%) <sup>■</sup>	16 (59,3) <sup>δ</sup>	5 (50,0)	2 (9,1) <sup>δ</sup>	4 (36,4)
	Atividade física, h/semana <sup>■</sup>	3,5 ± 2,4	3,1 ± 2,6	1,7 ± 1,6 <sup>δ</sup>	4,9 ± 3,3 <sup>δ</sup>
	Duração da dor, meses	52,3 ± 58,9	73,9 ± 72	59,4 ± 68,8	57,7 ± 82,7
	AKPS, pontos <sup>■</sup>	82,4 ± 9,7 <sup>δ</sup>	75,1 ± 12,4	73 ± 11,5 <sup>δ</sup>	74,5 ± 12,9
	Dor, NRS	4,0 ± 1,9	4,2 ± 3,0	5,0 ± 2,3	5,5 ± 2,2
	Pico do torque isocinético concêntrico dos abdutores do quadril, N.m/Kg <sup>■</sup>	1,8 ± 0,3 <sup>β</sup>	1,3 ± 0,5	1,1 ± 0,3 <sup>δ</sup>	1,4 ± 0,2 <sup>δ</sup>
	Pico do torque isocinético concêntrico dos extensores do joelho, N.m/Kg <sup>■</sup>	2,1 ± 0,5 <sup>β</sup>	1,4 ± 0,6	1,0 ± 0,3	1,3 ± 0,1
	Pico do ângulo de rotação medial do quadril, graus	-9,1 ± 5,4	-10,8 ± 6,3	-7,0 ± 5,1	-9,9 ± 5,9
Pico do ângulo de flexão do joelho, graus	73,5 ± 10,5	73,6 ± 13,4	75 ± 9,4	79,6 ± 11,0	

■ anova,  $p < 0,05$ ; <sup>δ</sup> diferença significativa entre os pares de comparação; <sup>β</sup> o grupo difere significativamente dos demais; <sup>Δ</sup> apresentados somente os resultados da análise de cluster hierárquico; IPAQ= *International Physical Activity Questionnaire*; NPRS= *Numerical Pain Rating Scale*; MFIQ= *Modified Functional Index Questionnaire*; AKPS= *Anterior Knee Pain Scale*; NRS= *Numeric Rating Scale*.

## REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, G. P. L. et al. Does anterior knee pain severity and function relate to the frontal plane projection angle and trunk and hip strength in women with patellofemoral pain? **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 19, n. 3, p. 558–564, 2015.
- ALMEIDA, G. P. L. et al. Relationship between frontal plane projection angle of the knee and hip and trunk strength in women with and without patellofemoral pain. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 29, n. 2, p. 259–266, 2016.
- ALSALEH, S. A. et al. Local neuromuscular characteristics associated with patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. **Clinical Biomechanics**, v. 90, n. October, p. 105509, 2021.
- ATKINS, L. T. et al. The influence of sagittal trunk posture on the magnitude and rate of patellofemoral joint stress during stair ascent in asymptomatic females. **Gait and Posture**, v. 74, n. May, p. 121–127, 2019.
- BAELLOW, A. et al. Lower Extremity Biomechanics during a Drop-Vertical jump and muscle strength in women with patellofemoral pain. **Journal of Athletic Training**, v. 55, n. 6, p. 615–622, 2020.
- BALDON, R. M. et al. 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. **American Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 6, p. 1485–1493, 2015.
- BANOVETZ, J. M.; BANOVETZ, S. L.; ALBRIGHT, J. P. Basic science and conservative care of patellofemoral dysfunction: a review of the literature. **The Iowa orthopaedic journal**, v. 16, p. 88–96, 1996.
- BAZETT-JONES, D. M. et al. Effect of Patellofemoral Pain on Strength and Mechanics after an Exhaustive Run. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 45, n. 7, p. 1331–1339, jul. 2013.
- BRIANI, R. V. et al. Quadriceps neuromuscular function in women with patellofemoral pain: Influences of the type of the task and the level of pain. **PLoS ONE**, v. 13, n. 10, p. 1–16, 2018.
- CEYSSSENS, L. et al. Biomechanical Risk Factors Associated with Running-Related Injuries: A Systematic Review. **Sports Medicine**, v. 49, n. 7, p. 1095–1115, 2019.
- CROSSLEY, K. M. 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. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 14, p. 839–843, 2016.
- DE BLEECKER, C. et al. Relationship between jump-landing kinematics and lower extremity overuse injuries in physically active populations: a systematic review and meta-analysis. **Sports Medicine**, v. 50, n. 8, p. 1515–1532, 2020.
- DREW, B. T. et al. Toward the development of data-driven diagnostic subgroups for people with patellofemoral pain using modifiable clinical, biomechanical, and imaging features. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 49, n. 7, p. 536–547, 2019.
- ESCULIER, J. F.; ROY, J. S.; BOUYER, L. J. Lower limb control and strength in runners

with and without patellofemoral pain syndrome. **Gait and Posture**, v. 41, n. 3, p. 813–819, 2015.

FOX, A. et al. Gait kinematics in individuals with acute and chronic patellofemoral pain. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 50, n. 3, p. 502–509, 2018.

GWYNNE, C. R.; CURRAN, S. A. Two-dimensional frontal plane projection angle can identify subgroups of patellofemoral pain patients who demonstrate dynamic knee valgus. **Clinical Biomechanics**, v. 58, n. April, p. 44–48, 2018.

HAGHIGHAT, F. et al. Trunk, pelvis, and knee kinematics during running in females with and without patellofemoral pain. **Gait and Posture**, v. 89, n. June, p. 80–85, 2021.

HERRINGTON, L. Knee valgus angle during single leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls. **Knee**, v. 21, n. 2, p. 514–517, 2014.

HO, K.-Y. et al. Comparisons of trunk and knee mechanics during various speeds of treadmill running between runners with and without patellofemoral pain: a preliminary study. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 33, n. 10, p. 737–741, 2021.

HOLLMAN, J. H. et al. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 18, n. 1, p. 104–117, 2009.

HOLLMAN, J. H. et al. Modulation of frontal-plane knee kinematics by hip-extensor strength and gluteus maximus recruitment during a jump-landing task in healthy women. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 22, n. 3, p. 184–190, 2013.

HOLLMAN, J. H. et al. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. **Clinical Biomechanics**, v. 29, p. 468–474, 2014.

KERNOZEK, T. W. et al. Effects of anterior knee displacement during squatting on patellofemoral joint stress. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 27, n. 3, p. 237–243, 2018.

LANKHORST, N. E. et al. Factors that predict a poor outcome 5-8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: A multicentre observational analysis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, p. 881–886, 2016.

LEVINGER, P.; GILLEARD, W.; COLEMAN, C. Femoral medial deviation angle during a one-leg squat test in individuals with patellofemoral pain syndrome. **Physical Therapy in Sport**, v. 8, p. 163–168, 2007.

LOUDON, J. K. Biomechanics and pathomechanics of the patellofemoral joint. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 11, n. 6, p. 820–830, 2016.

MOHAMMAD, W. S.; ELSAIS, W. M. Association Between Hip Rotation and Activation of the Quadriceps and Gluteus Maximus in Male Runners. **The Orthopaedic Journal of Sports Medicine**, v. 8, n. 11, p. 1–7, 2020.

MORADI, Z. et al. Strength of hip muscle groups in sedentary women with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 27, n. 3, p. 299–306, 2014.

MOZAFARIPOUR, E. et al. Can lower extremity anatomical measures and core stability predict dynamic knee valgus in young men? **Journal of Bodywork and Movement**

**Therapies**, v. 27, p. 358–363, 2021.

NAKAGAWA, T. H. et al. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 6, p. 491–501, 2012a.

NAKAGAWA, T. H. et al. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 44, n. 9, p. 1747–1755, 2012b.

NAKAGAWA, T. H.; MACIEL, C. D.; SERRÃO, F. V. Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. **Manual Therapy**, v. 20, n. 1, p. 189–193, 2015.

NASCIMENTO, L. R. et al. Hip and knee strengthening is more effective than knee strengthening alone for reducing pain and improving activity in individuals with patellofemoral pain: A systematic review with meta-analysis. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 48, n. 1, p. 19–31, 2018.

NEAL, B. S. et al. Risk factors for patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 53, n. 5, p. 270–281, 2019.

NEAMATALLAH, Z.; HERRINGTON, L.; JONES, R. An investigation into the role of gluteal muscle strength and EMG activity in controlling HIP and knee motion during landing tasks. **Physical Therapy in Sport**, v. 43, p. 230–235, 2020.

NOEHREN, B. et al. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. **Clinical Biomechanics**, v. 27, n. 4, p. 366–371, 2012.

NOVELLO, A. DE A. et al. Gait & Posture Descending stairs : Good or bad task to discriminate women with patellofemoral pain ? **Gait & Posture**, v. 65, n. June, p. 26–32, 2018.

NUNES, G. S. et al. Clinically measured hip muscle capacity deficits in people with patellofemoral pain. **Physical Therapy in Sport**, v. 35, p. 69–74, 2019.

NUNES, G. S.; BARTON, C. J.; SERRÃO, F.V. Females with patellofemoral pain have impaired impact absorption during a single-legged drop vertical jump. **Gait and Posture**, v. 68, n. July 2018, p. 346–351, 2019.

POWERS, C. M. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 639–646, 2003.

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 42–51, 2010.

POWERS, C. M. et al. 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. **British Journal of Sports Medicine**, v. 51, n. 24, p. 1713–1723, 2017.

PRINS, M. R.; WURFF, P. VAN DER. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles : a systematic review. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 55, n. 1, p.

9–15, 2009.

RABELO, N. D. DOS A. 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 and Posture**, v. 58, n. January, p. 280–286, 2017.

RATHLEFF, M. S. et al. Neuromuscular activity and knee kinematics in adolescents with patellofemoral pain. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 45, n. 9, p. 1730–1739, 2013.

RATHLEFF, M. S. et al. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 48, n. 14, p. 1088, 2014.

REES, D.; YOUNIS, A.; MACRAE, S. Is there a correlation in frontal plane knee kinematics between running and performing a single leg squat in runners with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic runners? **Clinical Biomechanics**, v. 61, n. January 2017, p. 227–232, 2019.

RHODE, C. et al. Joint position sense in individuals with anterior knee pain. **South African Journal of Physiotherapy**, v. 77, n. 1, p. 1–11, 2021.

RODRIGUEZ, M. W. et al. Relationship among maximum hip isometric strength, hip kinematics, and peak gluteal muscle force during running. **Physical Therapy in Sport**, v. 45, p. 188–196, 2020.

SCHWANE, B. G. et al. Trunk and lower extremity kinematics during stair descent in women with or without patellofemoral pain. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 7, p. 704–712, 2015.

SELFE, J. et al. Are there three main subgroups within the patellofemoral pain population? A detailed characterisation study of 127 patients to help develop targeted intervention (TIPPs). **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 14, p. 873–880, 2016.

SEMCIW, A.; NEATE, R.; PIZZARI, T. Running related gluteus medius function in health and injury: A systematic review with meta-analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 30, p. 98–110, 2016.

SILVA, D. DE O. et al. Kinesiophobia, but not strength is associated with altered movement in women with patellofemoral pain. **Gait and Posture**, v. 68, p. 1–5, 2019.

SMITH, B. E. et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. **PLoS ONE**, v. 13, n. 1, p. 1–18, 2018.

SOUZA, R. B. et al. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: A weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 5, p. 277–285, 2010.

STEINKAMP, L. A. et al. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 21, n. 3, p. 438–444, 1993.

STICKLER, L.; FINLEY, M.; GULGIN, H. Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. **Physical Therapy in Sport**, v. 16, n. 1, p. 66–71, 2015.

WARNER, M. B. et al. A systematic review of the discriminating biomechanical parameters during the single leg squat. **Physical Therapy in Sport**, v. 36, p. 78–91, 2019.

WINTERS, M. et al. Comparative effectiveness of treatments for patellofemoral pain: A living systematic review with network meta-Analysis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 55, n. 7, p. 369–377, 2021.

WONG, Y. MING. Recording the vastii muscle onset timing as a diagnostic parameter for patellofemoral pain syndrome: Fact or fad? **Physical Therapy in Sport**, v. 10, p. 71–74, 2009.

ZAMBARANO, E. K.; BOUILLON, L.; GLAVIANO, N. R. Relationship between lumbopelvic-hip complex stability, muscle activity, and 2-dimensional kinematics of the trunk and lower extremity. **Physical Therapy in Sport**, v. 47, p. 7–14, 2021.

### 3 ARTIGO 1

Mulheres com dor patelofemoral apresentam alterações dos movimentos sagitais do tronco e membro inferior durante o agachamento unipodal e na descida do degrau

*Women with patellofemoral pain show changes in sagittal movements of the trunk and lower limb during single leg squat and step down*

#### Resumo

**Contextualização:** o padrão de movimento do plano sagital afeta as forças que atuam sobre o joelho e pode contribuir para a dor patelofemoral (DP).

**Objetivos:** comparar a cinemática do tronco e membro inferior, no plano sagital, entre mulheres com e sem DP, durante a realização de testes funcionais; verificar se existe correlação entre a cinemática sagital do tronco com a do joelho e tornozelo.

**Método:** trinta mulheres com DP (idade=  $21,27 \pm 3,40$  anos; Índice de Massa Corporal (IMC)=  $22,98 \pm 4,21$  kg.m<sup>-2</sup>) e trinta assintomáticas (idade=  $22,97 \pm 3,67$  anos; IMC=  $23,61 \pm 3,84$  kg.m<sup>-2</sup>) desempenharam os testes de agachamento unipodal e descida do degrau, filmados por uma câmera. Foram calculados o ângulo de inclinação do tronco, a medida do deslocamento anterior do joelho em relação ao pé de apoio e o ângulo do tornozelo.

**Resultados:** as mulheres com DP apresentaram menor flexão do tronco (diferença entre as médias (DEM) no agachamento unipodal=  $4,9^\circ$ ; na descida do degrau=  $2,54^\circ$ ;  $p= 0,002$ ) e maior anteriorização do joelho (DEM no agachamento unipodal=  $2,29$  cm; na descida do degrau=  $1,92$  cm;  $p=0,001$ ), comparadas às assintomáticas. Não houve diferença significativa para o ângulo do tornozelo ( $p= 0,121$ ). A análise de correlação mostrou que a diminuição da flexão do tronco está associada ao aumento da anteriorização do joelho (agachamento unipodal,  $r= -0,439$ ,  $p= 0,000$ ; descida do degrau,  $r= -0,365$ ,  $p= 0,004$ ) e da dorsiflexão do tornozelo, em ambas as tarefas (agachamento unipodal,  $r= -0,339$ ,  $p= 0,008$ ; descida do degrau,  $r= -0,356$ ,  $p= 0,005$ ).

**Conclusão:** mulheres com DP apresentaram alterações cinemáticas do tronco e do joelho, no plano sagital. Os movimentos sagitais do tronco e do membro inferior mostraram-se interdependentes, de modo que as modificações da postura do tronco foram acompanhadas por alterações na posição do joelho e do tornozelo.

## Introdução

A dor patelofemoral (DP) é caracterizada como dor ao redor ou atrás da patela, agravada por atividades que sobrecarregam a articulação patelofemoral, como agachar, correr e deambular em escadas (1). A sua etiologia é complexa e é parcialmente atribuída às alterações biomecânicas associadas ao aumento do estresse patelofemoral (2). Entre elas, as alterações dos movimentos sagitais do tronco e membros inferiores são sugeridas como possíveis causas, visto que influenciam as forças que agem sobre a articulação patelofemoral (3–6). Estudos com assintomáticos concluíram que a posição mais ereta do tronco, ao correr (6) e deambular em escadas (3), e a anteriorização dos joelhos em relação aos pés, ao se agachar (4,7), aumentam o momento extensor do joelho e, portanto, intensificam o estresse articular.

Em sujeitos com DP, os estudos concentraram-se na investigação de gestos esportivos que provocam o sintoma álgico. Na corrida (5,8–11), somente um estudo (8) encontrou diferença significativa entre os grupos, em que corredores com DP apresentaram maior flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo comparados aos assintomáticos. No salto (12–14), os resultados indicaram redução significativa dos movimentos do quadril (13,14), joelho (12–14) e tornozelo (14) em sujeitos com DP, durante a aterrissagem (12–14) e a aceleração (14).

Nesse contexto, nota-se a importância de se investigar o plano sagital de testes direcionados a pacientes não engajados ao esporte, visto que a prevalência anual da DP na população geral adulta é de 22,7% (15). O agachamento unipodal (16–19) e a descida do degrau (20–22) são testes de fácil execução, baixo custo e que podem inferir sobre o padrão de movimento de atividades cotidianas. Três estudos (23–25) avaliaram tarefa similar e observaram que mulheres com DP descem escadas com movimentos mais amplos do joelho (25) e reduzidos do tornozelo (23). O teste da descida do degrau é uma opção mais factível no ambiente clínico, pois necessita de apenas um degrau, exigindo menor espaço físico. E o uso de métodos cinemáticos bidimensionais (16,26), analisados em programas gratuitos, colaboraria ainda mais para a aplicabilidade prática da avaliação objetiva do movimento humano, em vez dos onerosos recursos de avaliação tridimensional usados nas pesquisas (5,8,25,9–14,23,24).

Dessa forma, o objetivo primário deste estudo transversal foi verificar se os movimentos sagitais do tronco e membro inferior, obtidos em tarefas funcionais de sobrecarga unipodal, são diferentes entre mulheres com e sem DP. Hipotetizamos que as mulheres com DP desempenhariam os testes com menor flexão do tronco, maior anteriorização do joelho e dorsiflexão do tornozelo, comparadas às assintomáticas, uma vez que são padrões cinemáticos

que aumentam o estresse patelofemoral (3,4,6,7). O objetivo secundário foi verificar se a cinemática sagital do tronco estaria relacionada à cinemática sagital do joelho e do tornozelo. Supomos que quanto menor a flexão do tronco, maior seria a anteriorização do joelho e a dorsiflexão do tornozelo, a fim de manter o equilíbrio corporal (4).

## **Método**

### **Participantes**

Sessenta voluntárias que frequentavam uma universidade local participaram deste estudo (Tabela 1). Para compor o grupo DP (GDP), as participantes deveriam apresentar: dor insidiosa, de natureza atraumática, relatada na região anterior do joelho e com duração mínima de oito semanas; graduar no mínimo três, conforme a Escala Visual Analógica (EVA), a pior dor no joelho sentida na última semana; relato de DP em pelo menos três das seguintes atividades: subir e descer escadas, agachar, correr, ajoelhar, pular ou permanecer sentada por tempo prolongado (27); sinal de Clark positivo (28). Mulheres sem histórico de dor ou lesões nos joelhos constituíram o grupo controle (GC). Nenhuma participante poderia apresentar outras disfunções no joelho, como lesão meniscal, ligamentar, instabilidade patelar, dor à palpação do tendão patelar, do quadríceps, da pata anserina e do trato iliotibial; histórico de Osgood-Schlatter ou Síndrome de Sinding-Larsen-Johansson, (29); outras lesões ou cirurgia prévia na coluna ou membros inferiores; ser atleta profissional; estar sob efeito de analgésicos; ter realizado tratamento fisioterapêutico para a DP nos três meses precedentes; ser inapta à realização dos testes.

Baseado nos dados das oito primeiras voluntárias de cada grupo, o cálculo amostral (G\*Power, versão 3.1.9.7) definiu uma amostra mínima de 28 participantes em cada grupo (tamanho do efeito= 0,99;  $\alpha$ = 0,05; poder=0,95). A variável de desfecho foi o ângulo de inclinação do tronco, obtido no agachamento unipodal (GC=  $2,37 \pm 4,27^\circ$ ; GDP=  $-1,09 \pm 2,52^\circ$ ).

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências (ANEXO A, CAAE: 73222017.5.0000.5406; nº do parecer: 2.235.705) e todas as voluntárias informaram o seu consentimento por escrito.

Tabela 1. Caracterização e comparação dos grupos.

	GDP	GC	p
n	30	30	-
Idade, anos	21,27 ± 3,40	22,97 ± 3,67	0,068
Massa corporal, kg	60,66 ± 13,42	62,45 ± 13,30	0,607
Estatura, m	1,62 ± 0,07	1,62 ± 0,07	1,000
IMC, kg.m <sup>-2</sup>	22,98 ± 4,21	23,61 ± 3,84	0,545
EDAJ, pontos	76,40 ± 7,70	-	-
EVA, cm	4,88 ± 1,42	-	-

GDP= grupo dor patelofemoral; GC= grupo controle; IMC= índice de massa corporal; EDAJ= Escala de Dor Anterior do Joelho; EVA= Escala Visual Analógica.

#### Procedimentos

A coleta de dados foi realizada em um único encontro. Inicialmente, a anamnese foi realizada para checar os critérios de elegibilidade. As voluntárias do GDP graduaram a intensidade da pior dor sentida no joelho, na última semana, por meio da EVA. Essa escala varia de 0 a 10 centímetros (cm), no qual zero indica ausência de dor e 10, a pior dor possível (30) (APÊNDICE A). Também responderam à Escala de Dor Anterior do Joelho (EDAJ, ANEXO B) (31), a fim de determinar o nível de capacidade funcional. A sua pontuação varia de 0 a 100, em que a pontuação mais alta representa “nenhuma deficiência”. Em seguida, todas as voluntárias realizaram os testes de agachamento unipodal e descida do degrau, em sequência definida por sorteio, para a captação dos dados cinemáticos. Doze voluntárias com DP repetiram os testes funcionais após três a oito dias para determinar a confiabilidade intraexaminador, o erro padrão da medida e a mínima diferença detectável (MDD) das medidas cinemáticas (Tabela 2). O Coeficiente de Correlação Intraclasse é interpretado como excelente (> 0,9), bom (0,76 - 0,9), moderado (0,5 - 0,75) ou ruim (< 0,5) (32).

Tabela 2 Coeficiente de Correlação Intraclasse, Erro Padrão da Medida e Mínima Diferença Detectável das variáveis cinemáticas para cada teste funcional.

Teste/variável	CCI	EPM	MDD
<i>Agachamento unipodal</i>			
Ângulo do tronco	0,83	1,76	4,87
Anteriorização do joelho	0,94	0,70	1,93
Ângulo do tornozelo	0,71	3,41	9,45
<i>Descida do degrau</i>			
Ângulo do tronco	0,67	0,56	1,54
Anteriorização do joelho	0,92	0,23	0,62
Ângulo do tornozelo	0,84	0,55	1,51

CCI= Coeficiente de Correlação Intraclasse;  
EPM= Erro Padrão da Medida; MDD= Mínima Diferença Detectável.

#### Avaliação cinemática 2D

Marcadores adesivos, de 35 milímetros de diâmetro, foram posicionados sobre o acrômio, trocânter maior do fêmur, cabeça da fíbula, maléolo lateral e cabeça do quinto metatarso (7,26). No GDP, foram coletados os dados cinemáticos do lado doloroso ou o mais doloroso, quando a DP era bilateral (29). No GC, avaliou-se o lado do membro dominante, determinado pelo membro escolhido para chutar uma bola (19).

Uma câmera (modelo DCR-SR68, Sony Corporation®, China), com frequência de amostragem de 30 hertz (Hz), foi posicionada perpendicularmente ao plano sagital da voluntária, a quatro metros de distância. A altura foi ajustada a 77 cm do chão, a fim de direcioná-la ao quadril das participantes (26). O ambiente foi calibrado pela filmagem de um quadrado de 100 cm x 100 cm, colocado no mesmo local que a voluntária realizou os testes funcionais (7).

#### Teste de agachamento unipodal

A princípio, solicitou-se o agachamento bipodal até 60° de flexão de joelhos, mensurada por um goniômetro universal (33). O fulcro do goniômetro foi posicionado sobre o epicôndilo femoral lateral, o braço proximal alinhado com o trocânter maior do fêmur e o braço distal, com o maléolo lateral (34). Ao atingir a amplitude almejada, a participante estendeu os membros superiores ao lado do corpo e uma plataforma foi posicionada sob o terceiro dedo da mão contralateral ao membro inferior testado. Esta plataforma definiu a profundidade do agachamento. Em seguida, realizou-se o agachamento unipodal até atingir novamente a plataforma com a mão contralateral. O membro superior oposto foi mantido junto ao corpo, com 90° de flexão do cotovelo, e o membro inferior não testado permaneceu semiflexionado ao lado do testado.

#### Teste de descida do degrau

Sobre um degrau de 18 cm de altura e 28 cm de profundidade (28), em apoio bipodal, com os pés próximos à borda anterior, a voluntária simulou a descida do degrau ao tocar o chão com a base dos dedos do pé não avaliado, sem transferir o peso corporal nesse membro. As dimensões do degrau seguiram a Norma Brasileira 9050/2004 (35). Logo após, a voluntária retornou à posição inicial, com ambos os pés sobre o degrau. O membro superior ipsilateral ao lado testado permaneceu junto ao corpo, com 90° de flexão do cotovelo.

As fases excêntrica e concêntrica dos movimentos dos dois testes tiveram duração de dois segundos cada, controladas por um metrônomo ajustado a 30 Hz (4,36). Após a familiarização, foram coletados cinco movimentos consecutivos de cada teste. As tentativas insatisfatórias, que não cumpriram o protocolo de execução ou levaram ao desequilíbrio postural, foram repetidas após dois minutos de repouso. O mesmo intervalo foi dado entre os testes.

#### Análise de dados

As imagens foram processadas por meio do *software* Kinovea® (versão 0.8.26, *Free Software Foundation, Inc.*, Boston, EUA) (32).

O ângulo de inclinação do tronco foi calculado pelo desvio entre a reta formada pelos marcadores do acrômio e trocânter maior do fêmur e a vertical (flexão + / extensão -); a posição do joelho em relação ao pé de apoio foi determinado pela distância, em cm, entre as faces anteriores do joelho e da extremidade do hálux (4); o ângulo do tornozelo foi calculado pelo

ângulo formado entre cabeça da fíbula, maléolo lateral e cabeça do quinto metatarso, subtraído de  $90^\circ$  (dorsiflexão + / flexão plantar -) (37) (Figura 1).

Os ângulos e medida cinemáticos foram calculados no pico de flexão do joelho dos três movimentos intermediários de cada teste (26).

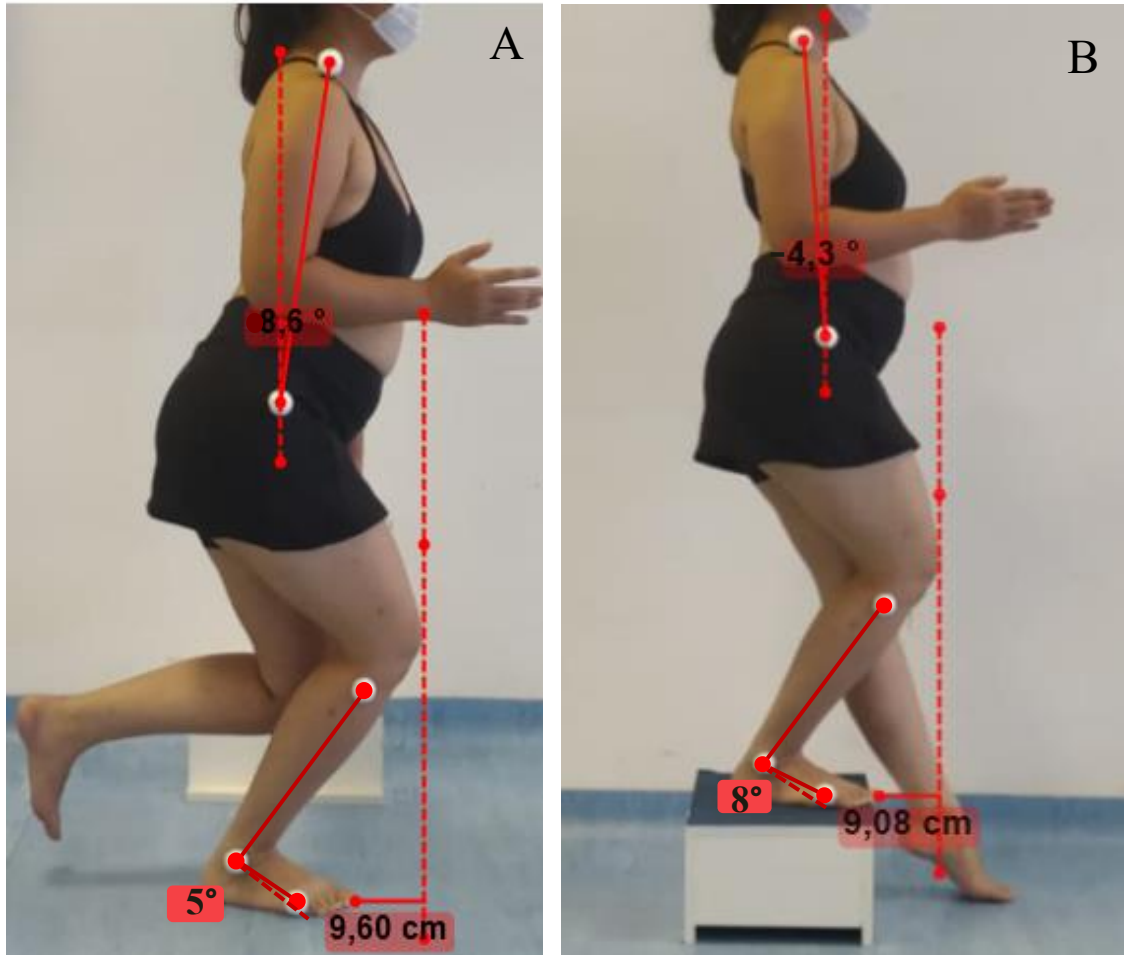


Figura 2. Medidas cinemáticas do plano sagital nos testes de agachamento unipodal (A) e de descida do degrau (B).

Fonte: elaborada pelos autores.

#### Análise estatística

Os dados foram analisados por meio do *software* SPSS (versão 19, IBM Company, New York, EUA). A média dos dados cinemáticos de cada teste funcional foram utilizados para as comparações. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. Os dados antropométricos foram comparados pelo teste-T para amostras independentes. Para comparar os dados cinemáticos entre os grupos, nos testes de agachamento unipodal e descida de degrau, aplicou-se a Anova de Medidas Repetidas com delineamento misto (grupo x condição), seguido

do *pos-hoc* de Bonferroni. O tamanho do efeito foi calculado pelo *eta squared* ( $\eta^2 < 0,06$ = fraco;  $0,06 - 0,13$ = médio;  $\eta^2 \geq 0,14$ = grande) para as comparações da Anova (9).

A correlação entre as variáveis cinemáticas foi realizada por meio da estatística de Pearson ( $r < 0,19$ = muito baixo;  $0,20 - 0,39$ = baixo;  $0,40 - 0,59$ = moderado;  $0,6 - 0,79$ = alto;  $0,8 - 1$ = muito alto) (38).

## Resultados

Os grupos mostraram-se homogêneos quanto à antropometria (Tabela 1).

### Anova de Medidas Repetidas

A análise revelou efeito significativo do grupo (traço de Pillai= 0,237;  $F= 5,797$ ;  $p=0,002$ ;  $\eta^2= 0,237$ ; poder observado= 0,937) e da condição (traço de Pillai= 0,610;  $F= 29,187$ ;  $p=0,000$ ;  $\eta^2= 0,610$ ; poder observado= 1,000), mas não revelou interação significativa entre grupo e condição (traço de Pillai= 0,040;  $F= 0,769$ ;  $p=0,516$ ;  $\eta^2= 0,040$ ; poder observado= 0,205) (Tabela 3).

Tabela 3. Comparação da cinemática sagital entre os grupos durante a execução de tarefas funcionais.

Variável	Grupo	Condição (média $\pm$ desvio padrão)		Anova de Medidas Repetidas ( $\eta_p^2$ )	
		Agachamento unipodal	Descida do degrau	Grupo	Condição
Ângulo do tronco (°)	GDP	-0,47 $\pm$ 5,36	-5,12 $\pm$ 3,42	0,002* (0,161)	0,000* (0,436)
	GC	4,43 $\pm$ 7,76	-2,58 $\pm$ 4,46		
Anteriorização do joelho (cm)	GDP	10,20 $\pm$ 2,32	12,14 $\pm$ 2,16	0,001* (0,177)	0,000* (0,508)
	GC	7,91 $\pm$ 2,89	10,22 $\pm$ 2,71		
Ângulo do tornozelo (°)	GDP	8,87 $\pm$ 5,87	8,90 $\pm$ 5,70	0,121 (0,041)	0,445 (0,010)
	GC	6,24 $\pm$ 5,31	7,16 $\pm$ 6,60		

GDP= grupo dor patelofemoral; GC= grupo controle;  $\eta_p^2$ = *eta squared* parcial; \*  $p < 0,05$ ; flexão do tronco (+), extensão do tronco (-); dorsiflexão do tornozelo (+), flexão plantar do tornozelo (-).

Os grupos diferiram-se significativamente para a inclinação do tronco e a anteriorização do joelho, com grande tamanho de efeito. O GDP adotou postura de tronco mais retificada e anteriorizou mais o joelho do que o GC. Não houve diferença significativa entre os grupos para o ângulo do tornozelo.

Quanto à condição, o agachamento unipodal exigiu, de modo significativo, maior flexão do tronco e menor anteriorização do joelho do que a descida do degrau. O tamanho do efeito foi grande para as duas comparações. Não houve efeito significativo da condição sobre o ângulo do tornozelo.

#### Correlação de Pearson

No teste de agachamento unipodal, o ângulo de inclinação do tronco mostrou correlação significativa, negativa e moderada com a medida de anteriorização do joelho ( $r = -0,439$ ,  $p = 0,000$ , Figura 2A) e fraca com o ângulo do tornozelo ( $r = -0,339$ ,  $p = 0,008$ , Figura 2B).

No teste de descida do degrau, as associações foram semelhantes, nas quais, o ângulo de inclinação do tronco mostrou correlação significativa, porém negativa e fraca com a medida de anteriorização do joelho ( $r = -0,365$ ,  $p = 0,004$ , Figura 2C) e com o ângulo do tornozelo ( $r = -0,356$ ,  $p = 0,005$ , Figura 2D).

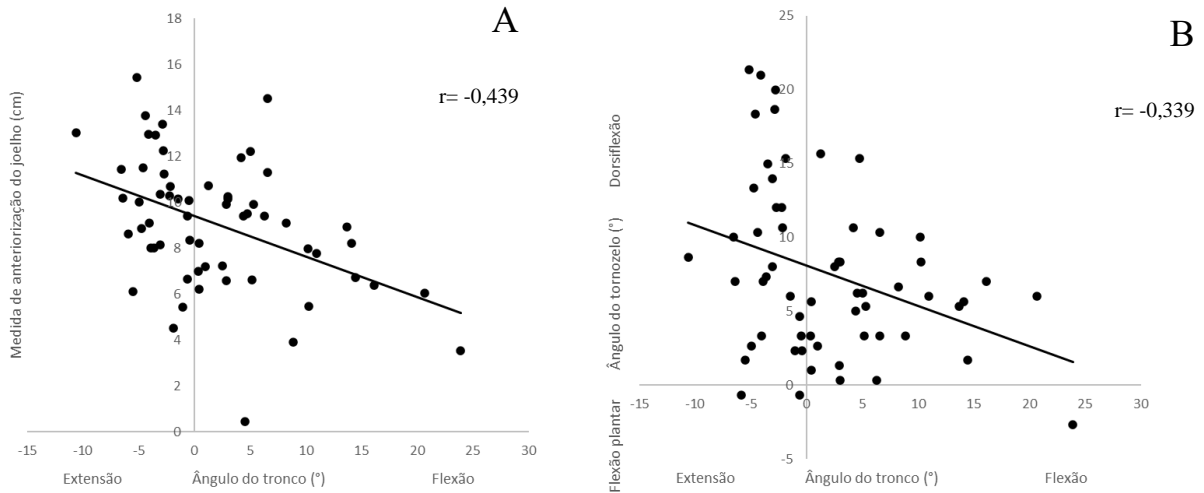
Assim, para ambas as tarefas, quanto menor a flexão do tronco, maior é a anteriorização do joelho e a dorsiflexão do tornozelo.

#### Discussão

Segundo a nossa revisão literária, este é o primeiro estudo que comparou a cinemática sagital 2D, dos testes de agachamento unipodal e descida do degrau, entre mulheres com e sem DP. Os resultados mostraram que mulheres com DP desempenham esses testes com padrão cinemático sagital diferente das assintomáticas, com postura de tronco mais retificada e maior anteriorização do joelho. Ainda, verificou-se que o movimento sagital do tronco está associado aos movimentos sagitais do joelho e do tornozelo, de modo que, quanto menor a flexão do tronco, maior é o deslocamento anterior do joelho e a dorsiflexão do tornozelo. Os resultados confirmaram as nossas hipóteses, exceto pelo ângulo de dorsiflexão ser semelhante entre os grupos.

Ao considerar que o tronco corresponde a cerca de 50% da massa corporal (39), a variação da sua posição no plano sagital impacta o estresse patelofemoral, uma vez que modifica a distância do centro de massa ao eixo articular do joelho (3,5,6,40). Dessa forma,

### Agachamento unipodal



### Descida do degrau

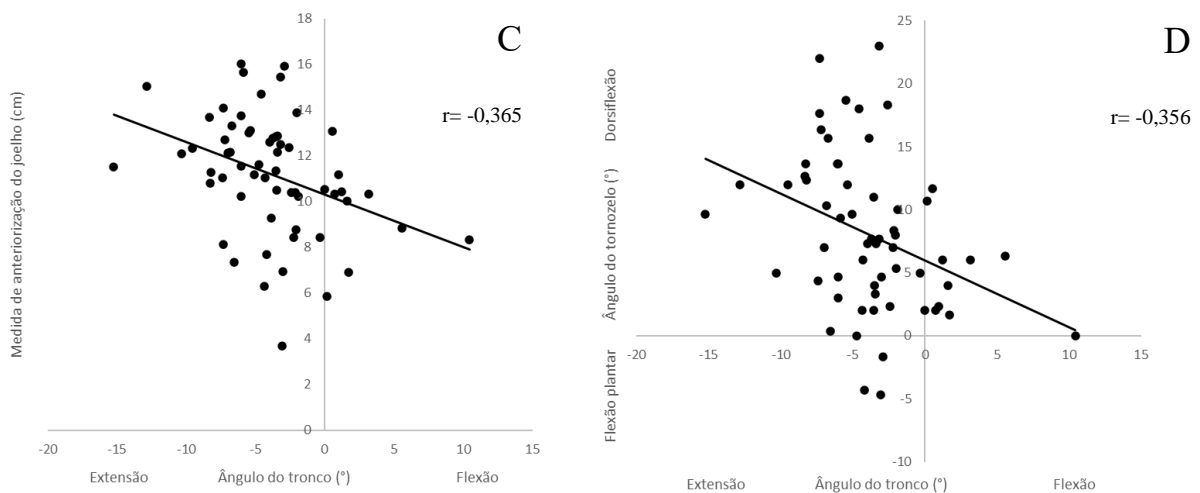


Figura 3. Gráficos de correlação da cinemática sagital do tronco com a do joelho e a do tornozelo, obtidos durante o agachamento unipodal (A e B) e na descida do degrau (C e D).

Fonte: elaborada pelos autores.

quanto maior a inclinação posterior do tronco, mais o centro de massa se afasta do joelho e maior é o momento externo que tende a flexioná-lo, produzido pela ação da gravidade (40,41). Em contraposição, há o aumento do momento extensor interno do joelho, gerado principalmente pelo quadríceps, que, por sua vez, eleva a força de reação patelofemoral e o estresse articular (6,41). Assim, para o mesmo ângulo de flexão do joelho, a posição do tronco pode alterar a força que comprime a articulação patelofemoral.

Apesar dos estudos com assintomáticos (3,6) provarem que o estresse patelofemoral aumenta à medida que o tronco é inclinado posteriormente, os estudos prévios (5,9,10,12,24) não encontraram diferenças para a cinemática sagital do tronco entre os grupos com e sem DP. Possivelmente, as tarefas de maior velocidade e impacto, como a corrida (5,9,10) e a aterrissagem (12), não manifestem as alterações sagitais do tronco, mas dos membros inferiores, em sujeitos com DP (8,12–14). Já as tarefas de menor demanda adotadas no presente estudo, evidenciam o maior deslocamento posterior do tronco nas mulheres com DP.

Nesse sentido, especula-se que essas pacientes possam desempenhar atividades cotidianas com o tronco mais retificado. Schwane et al. (24) compararam o deslocamento sagital do tronco ao descer escadas e não encontraram diferenças entre os grupos. Como essa medida trata-se da diferença entre os ângulos inicial e de pico obtidos na fase de apoio (24), esse achado não se opõem ao nosso, pois não infere sobre a postura sagital do tronco, mas o quanto esse segmento se moveu no período analisado. No presente estudo, o ângulo de inclinação do tronco foi calculado no pico de flexão do joelho, por ser o momento de maior demanda patelofemoral (42).

A diferença da média entre os grupos para o ângulo de inclinação do tronco foi de  $4,9^\circ$  no agachamento unipodal e de  $2,54^\circ$  na descida do degrau. Comparado à média do GC, 66,6% das voluntárias do GDP apresentaram diferença superior à MDD nos dois testes. Estudo prévio (6) observou que durante a corrida, a redução de  $3,3^\circ$  na flexão do tronco aumentou o pico do estresse patelofemoral em 7,4%, referente à elevação de 1,6 MPa. Outro estudo (43) verificou que a redução de 1 MPa no pico do estresse patelofemoral foi acompanhada da diminuição de 2,7 cm do nível de dor, quantificada pela EVA. Baseado nessas informações, acreditamos que as pequenas alterações sagitais do tronco, observadas na maioria das voluntárias do GDP, podem repercutir clinicamente, por meio do aumento do sintoma álgico em decorrência da elevação do estresse articular.

A anteriorização do joelho também mostrou relação semelhante com o estresse patelofemoral. Kernozek et al. (4) verificaram que a anteriorização, correspondente a 10% do comprimento da perna, aumentou o estresse articular em 21,1% e o momento extensor do joelho em 26,1%. Outros autores (7) observaram que a restrição do deslocamento do joelho até o limite anterior do pé reduziu o estresse em cerca de 12,1%. Os resultados das correlações apresentadas no presente estudo colaboram no entendimento dessa relação, visto que o aumento da inclinação posterior do tronco está associado ao aumento da anteriorização do joelho e, provavelmente, ao aumento do momento extensor do joelho e do estresse articular. Comparado à média do GC, 56,6% das voluntárias do GDP apresentaram diferença superior à MDD para a medida de

anteriorização do joelho no agachamento unipodal e esse percentil foi maior, de 90%, na descida do degrau.

Por fim, à medida que o joelho anterioriza, é necessário dorsiflexionar o tornozelo, por se tratar de um movimento em cadeia cinética fechada, o que explica a correlação negativa entre postura sagital do tronco e do tornozelo. Esse achado é corroborado por Kernozek et al. (4), que observaram aumento de 29,1% do movimento do tornozelo ao agachar com os joelhos anteriorizados. Deste modo, o presente estudo confirma a dependência cinemática das articulações do plano sagital, na qual, as mudanças na posição de um segmento são acompanhadas por alterações das demais articulações para garantir a estabilidade do movimento (4).

O nosso estudo apresenta algumas limitações. A necessidade de expor os marcadores e a delimitação da profundidade do agachamento exigiram adaptações dos movimentos naturais. Assim, os movimentos avaliados sofreram influência do método aplicado. Outro ponto é que as medidas do plano sagital, analisadas no Kinovea®, apresentam discordância significativa com os valores obtidos pelo método 3D (32). Apesar da maior praticidade do método 2D, deve-se tomar precaução quanto às distorções angulares, secundárias à captura das imagens e ao deslocamento das referências ósseas sob a pele, onde os marcadores são fixados, durante o movimento. O ângulo do tornozelo é o mais afetado, pois sofre influência do posicionamento relativo da câmera (32). Porventura, isso poderia explicar a grande variabilidade observada nesta medida.

## **Conclusão**

Mulheres com DP apresentaram maior inclinação posterior do tronco e anteriorização do joelho, comparadas às assintomáticas, ao desempenharem os testes de agachamento unipodal e descida do degrau. Também se observou que o ângulo de inclinação do tronco está correlacionado com a anteriorização do joelho e a dorsiflexão do tornozelo, ao considerar todas as participantes deste estudo.

## Referências

1. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome m. *Br J Sports Med.* 2016;50(14):839–43.
2. 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):1713–23.
3. 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 [Internet].* 2019;74(May):121–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.08.016>
4. Kernozek TW, Gheidi N, Zellmer M, Hove J, Heinert BL, Torry MR. Effects of anterior knee displacement during squatting on patellofemoral joint stress. *J Sport Rehabil.* 2018;27(3):237–43.
5. Ho K-Y, Barrett T, Clark Z, DuVall C, Fox T, Howden C, et al. Comparisons of trunk and knee mechanics during various speeds of treadmill running between runners with and without patellofemoral pain: a preliminary study. *J Phys Ther Sci.* 2021;33(10):737–41.
6. Teng HL, Powers CM. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(10):785–92.
7. Almonroeder TG, Watkins E, Widenhoefer T. Verbal instruction reduces patellofemoral joint loading during bodyweight squatting. *J Sport Rehabil.* 2020;29(4):463–8.
8. Fox A, Ferber R, Saunders N, Osis S, Bonacci J. Gait kinematics in individuals with acute and chronic patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2018;50(3):502–9.
9. Haghghat F, Ebrahimi S, Rezaie M, Shafiee E, Shokouhyan SM, Motealleh A, et al. Trunk, pelvis, and knee kinematics during running in females with and without patellofemoral pain. *Gait Posture [Internet].* 2021;89(June):80–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.06.023>
10. Bazett-Jones DM, Cobb SC, Huddleston WE, O'Connor KM, Armstrong BSR, Earl-

- Boehm JE. Effect of Patellofemoral Pain on Strength and Mechanics after an Exhaustive Run. *Med Sci Sport Exerc* [Internet]. 2013 Jul;45(7):1331–9. Available from: <http://journals.lww.com/00005768-201307000-00015>
11. Noehren B, Pohl MB, Sanchez Z, Cunningham T, Lattermann C. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clin Biomech* [Internet]. 2012;27(4):366–71. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.005>
  12. 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):615–22.
  13. De Bleecker C, Vermeulen S, De Blaiser C, Willems T, De Ridder R, Roosen P. Relationship between jump-landing kinematics and lower extremity overuse injuries in physically active populations: a systematic review and meta-analysis. *Sport Med* [Internet]. 2020;50(8):1515–32. Available from: <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01296-7>
  14. Nunes GS, Barton CJ, Serrão FV. Females with patellofemoral pain have impaired impact absorption during a single-legged drop vertical jump. *Gait Posture* [Internet]. 2019;68(July 2018):346–51. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.12.013>
  15. Smith BE, Selfe J, Thacker D, Hendrick P, Bateman M, Moffatt F, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One* [Internet]. 2018;13(1):1–18. Available from: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0190892>
  16. Gwynne CR, Curran SA. Two-dimensional frontal plane projection angle can identify subgroups of patellofemoral pain patients who demonstrate dynamic knee valgus. *Clin Biomech* [Internet]. 2018;58(April):44–8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.06.021>
  17. Herrington L. Knee valgus angle during single leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls. *Knee* [Internet]. 2014;21(2):514–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2013.11.011>
  18. 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):189–93.
  19. Rees D, Younis A, MacRae S. Is there a correlation in frontal plane knee kinematics

- between running and performing a single leg squat in runners with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic runners? *Clin Biomech* [Internet]. 2019;61(January 2017):227–32. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.12.008>
20. Nakagawa TH, Moriya ÉTU, MacIel CD, Serrão FV. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(9):1747–55.
  21. Almeida GPL, Carvalho e Silva AP de MC, França FJR, Magalhães MO, Burke TN, Marques AP. Relationship between frontal plane projection angle of the knee and hip and trunk strength in women with and without patellofemoral pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2016;29(2):259–66.
  22. Ferreira CL, Barton G, Borges LD, Rabelo ND dos A, Politti F, Lucareli PRG. Step down tests are the tasks that most differentiate the kinematics of women with patellofemoral pain compared to asymptomatic controls. *Gait Posture* [Internet]. 2019;72(February):129–34. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.05.023>
  23. Novello A de A, Garbelotti Jr S, Rabelo ND dos A, Ferraz AN, Bley AS, Correa JCF, et al. Gait & Posture Descending stairs : Good or bad task to discriminate women with patellofemoral pain ? *Gait Posture* [Internet]. 2018;65(June):26–32. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.170>
  24. 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):704–12.
  25. Rathleff MS, Samani A, Olesen JL, Roos EM, Rasmussen S, Christensen BH, et al. Neuromuscular activity and knee kinematics in adolescents with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45(9):1730–9.
  26. Kingston B, Murray A, Norte GE, Glaviano NR. Validity and reliability of 2-dimensional trunk , hip , and knee frontal plane kinematics during single-leg squat , drop jump , and single-leg hop in females with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2020;45:181–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.07.006>
  27. 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 Sport Phys Ther* [Internet]. 2014 Apr;44(4):240-A8. Available from: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2014.4940>

28. Silva D de O, Briani RV, Pazzinatto MF, Gonçalves AV, Ferrari D, Aragão FA, et al. Q-angle static or dynamic measurements, which is the best choice for patellofemoral pain? *Clin Biomech* [Internet]. 2015;30(10):1083–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.09.002>
29. Nunes GS, Silva D de O, 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.
30. Van Cant J, Declève P, Garnier A, Roy JS. Influence of symptom frequency and severity on hip abductor strength and endurance in individuals with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2021;49:83–9.
31. da Cunha RA, Costa LOP, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the brazilian population. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2013;43(5).
32. Fernández-González P, Koutsou A, Cuesta-Gómez A, Carratalá-Tejada M, Miangolarra-Page JC, Molina-Rueda F. Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors (Switzerland)*. 2020;20(11).
33. Stickler L, Finley M, Gulgin H. Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2015;16(1):66–71. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.05.002>
34. Jaberzadeh S, Yeo D, Zoghi M. The Effect of Altering Knee Position and Squat Depth on VMO : VL EMG Ratio During Squat Exercises. *Physiother Res Int*. 2016;21(3):164–73.
35. Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 9050. Rio de Janeiro; 2004.
36. Glaviano NR, Marshall AN, Colby Mangum L, Hart JM, Hertel J, Russell S, et al. Improvements in lower-extremity function following a rehabilitation program with patterned electrical neuromuscular stimulation in females with patellofemoral pain: A randomized controlled trial. *J Sport Rehabil*. 2020;29(8):1075–85.
37. Marques AP. Manual de goniometria. 2ª edição. Editora Manole, editor. Barueri; 2003. 41 p.
38. Silva D de O, Barton CJ, Briani RV, Taborda B, Ferreira AS, Pazzinatto MF, et al. Kinesiophobia, but not strength is associated with altered movement in women with patellofemoral pain. *Gait Posture* [Internet]. 2019;68:1–5. Available from:

- <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.033>
39. Nakagawa TH, Moriya ETU, MacIel CD, Serrão F V. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(6):491–501.
  40. Preece SJ, Alghamdi W. The effect of increasing trunk flexion during normal walking. *Gait Posture [Internet].* 2021;83:250–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.10.021>
  41. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):42–51.
  42. Steinkamp LA, Dillingham MF, Markel MD, Hill JA, Kaufman KR. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med.* 1993;21(3):438–44.
  43. Powers CM, Ward SR, Chen YJ, Chan L Der, Terk MR. The Effect of Bracing on Patellofemoral Joint Stress during Free and Fast Walking. *Am J Sports Med.* 2004;32(1):224–31.

## 4 ARTIGO 2

Ativação, força e resistência do tronco e membro inferior: quais variáveis predizem a cinemática de mulheres com e sem dor patelofemoral?

*Activation, strength and resistance of the trunk and lower limb: which variables predict the kinematics of women with and without patellofemoral pain?*

### Resumo

**Contextualização:** diversas alterações neuromusculares e cinemáticas do tronco e membro inferior são encontradas em sujeitos com DP. Analisar a relação entre elas pode colaborar na compreensão dos mecanismos subjacentes desta disfunção.

**Objetivo:** verificar se a ativação e a força muscular do tronco e membro inferior e a resistência muscular do tronco predizem a cinemática nos planos frontal do joelho e sagital do tronco de mulheres com e sem DP.

**Método:** trinta mulheres com DP (idade=  $21,27 \pm 3,40$  anos; Índice de Massa Corporal (IMC)=  $22,98 \pm 4,21$  kg.m<sup>-2</sup>) e trinta assintomáticas (idade=  $22,97 \pm 3,67$  anos; IMC=  $23,61 \pm 3,84$  kg.m<sup>-2</sup>) desempenharam o teste de agachamento unipodal para a coleta dos dados eletromiográficos e cinemáticos. Foram analisados a ativação do transverso do abdômen/oblíquo interno, glúteo médio (GMéd) e vasto medial oblíquo (VMO), e os ângulos do joelho, no plano frontal, e de inclinação do tronco, no plano sagital. As voluntárias também desempenharam testes isométricos máximos, para determinar o torque de inclinação lateral do tronco, abdução do quadril e extensão do joelho, e o teste de resistência dos músculos laterais do tronco. A regressão múltipla foi realizada para definir os modelos preditivos.

**Resultados:** nas mulheres com DP, o ângulo frontal do joelho ( $R^2= 0,39$ ,  $p= 0,001$ ) foi predito pela ativação do GMéd ( $\beta= 0,23$ ,  $p= 0,000$ ) e pelo torque abductor do quadril ( $\beta= 0,08$ ,  $p= 0,022$ ). Nenhuma variável foi capaz de prever a cinemática sagital do tronco nesse grupo. Nas assintomáticas, o ângulo frontal do joelho ( $R^2= 0,16$ ,  $p= 0,029$ ) foi predito pelo torque abductor do quadril ( $\beta= 0,07$ ,  $p= 0,029$ ) e o ângulo sagital do tronco ( $R^2= 0,24$ ,  $p= 0,024$ ), pela ativação do VMO ( $\beta= 0,12$ ,  $p= 0,016$ ).

**Conclusão:** a cinemática é predita pelos músculos que agem sobre os respectivos planos, sendo que as capacidades dos abdutores do quadril estão relacionadas ao alinhamento frontal do joelho, em ambos os grupos, e a do VMO, ao alinhamento sagital do tronco, somente em assintomáticas.

## Introdução

A dor patelofemoral (DP) é caracterizada como dor ao redor ou atrás da patela, desencadeada por atividades que envolvem a sustentação do peso corporal sobre o joelho semiflexionado, como agachar, deambular em escadas ou correr (1). Trata-se de uma doença comum, que acomete cerca de 22,7% da população geral (2). Estes pacientes frequentemente limitam a sua prática esportiva, recreacional e laboral em decorrência do sintoma álgico no joelho (1).

A etiologia da DP é complexa e envolve a interação de fatores biomecânicos, sociais, psicológicos e comportamentais (3). O modelo patomecânico atribui a ocorrência da dor ao aumento do estresse patelofemoral, secundário a diversas alterações (3). Entre elas, o aumento da inclinação ipsilateral do tronco e do valgo dinâmico do joelho, durante tarefas unipodais (4–6), assim como, a redução dos movimentos sagitais do tronco e membro inferior nas tarefas de salto (7–9). Evidências também mostraram redução da força muscular do tronco (6), do complexo posterolateral do quadril (10–12) e dos extensores do joelho (13,14), além da hipoativação dos glúteos médio (GMéd) (5,15) e máximo (7) e hiperativação dos vastos medial (7,13,16) e lateral (13,17) nos pacientes com DP. Essas informações fundamentaram, de modo teórico, que a força e a ativação muscular poderiam estar relacionadas à cinemática, visto que as diferenças ocorreram nos músculos que controlam excentricamente os movimentos alterados.

Nesse contexto, estudos desenvolvidos com assintomáticos mostraram, tanto correlação negativa (11,18,19) como positiva (20), entre o valgo dinâmico do joelho e a força muscular do quadril. Ainda, o valgo apresentou correlação negativa com a força (6) e a resistência muscular do tronco (21). Entretanto, em sujeitos com DP, as correlações entre a cinemática frontal do joelho e a força muscular do quadril (11) ou do tronco (6) não foram significativas. Sobre a cinemática sagital, em assintomáticos, observou-se maior pico de flexão do quadril e do joelho, no agachamento unipodal, naqueles com melhor capacidade reativa do tronco (22). Em mulheres com DP, não se verificou correlação significativa entre o pico de flexão do joelho, da descida de escadas, e a força dos extensores do joelho (23). Quanto à ativação muscular, em assintomáticos, a hipoativação do glúteo máximo se correlacionou ao aumento do valgo dinâmico do joelho, enquanto a ativação do glúteo médio não mostrou resultado significativo (20). Em sujeitos com ou sem DP, a ativação do iliocostal e do oblíquo externo não se correlacionou com o valgo, de modo significativo (6).

Ao considerar que a função motora envolve a transmissão de força e movimento através das cadeias cinéticas (24), entender o efeito conjunto das capacidades dos músculos de diferentes segmentos sobre o movimento poderia aprimorar a compreensão dos mecanismos subjacentes da DP. Nesse sentido, dois estudos (25,26) analisaram o efeito conjunto da cinemática, força e ativação do quadril sobre a cinemática frontal do joelho, em assintomáticas, e foram consistentes em mostrar que o movimento do quadril, no plano transversal, e a ativação do glúteo máximo são preditores do valgo. A partir dos trabalhos levantados, verificou-se que as características neuromusculares do tronco (6,21), além das do quadril, também se relacionam à cinemática frontal do joelho e poderiam ser incluídas nas análises múltiplas. Além do valgo, outro possível mecanismo que poderia aumentar o estresse patelofemoral é o aumento da inclinação posterior do tronco, visto que provoca o aumento da força de reação patelofemoral (27–30). Baseados na revisão realizada, desconhecemos estudos que tentaram definir modelos preditivos da cinemática sagital do tronco.

Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi analisar se a ativação e a força do tronco e membro inferior e a resistência do tronco predizem a cinemática frontal do joelho e sagital do tronco em mulheres com e sem DP. Hipotetizamos que a força e a resistência explicariam a cinemática das assintomáticas, enquanto a ativação explicaria a cinemática das mulheres com DP, sendo que a cinemática frontal seria predita pelos músculos laterais do tronco e abdutores do quadril, e a sagital, dos extensores do joelho. Acreditamos que a fraqueza muscular e a hipotivação estariam relacionadas ao aumento do valgo e da inclinação posterior do tronco.

## **Método**

### **Participantes**

Sessenta voluntárias que frequentavam uma universidade local participaram deste estudo transversal (Tabela 1). Para participar do grupo DP (GDP), as mulheres deveriam: apresentar dor insidiosa, de natureza atraumática, localizada na região anterior do joelho e com duração de pelo menos oito semanas; graduar a pior dor no joelho, sentida na última semana, como no mínimo três, na Escala Visual Analógica (EVA); relatar DP em pelo menos três das seguintes atividades: subir e descer escadas, agachar, correr, ajoelhar, pular ou permanecer sentada por tempo prolongado (31); apresentar sinal de Clark positivo (32). Mulheres sem histórico de dor nos joelhos constituíram o grupo controle (GC). Não foram incluídas as mulheres que apresentassem outras lesões do joelho (lesão meniscal, ligamentar, instabilidade patelar, dor à palpação do tendão patelar, do quadríceps, da pata anserina e trato iliotibial),

histórico de Osgood-Schlatter, Sinding-Larsen-Johansson, lesão ou cirurgia prévia na coluna ou membros inferiores (10); fossem atletas profissionais; não fossem aptas à realização dos testes; estivessem sob efeito de analgésicos; tivessem realizado tratamento fisioterapêuticos para DP nos três meses precedentes.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências (CAAE: 73222017.5.0000.5406; nº do parecer: 2.235.705) e todas as voluntárias consentiram a sua participação por escrito.

Tabela 1. Caracterização e comparação dos grupos.

	GDP	GC	p
n	30	30	-
Idade, anos	21,27 ± 3,40	22,97 ± 3,67	0,068
Massa corporal, kg	60,66 ± 13,42	62,45 ± 13,30	0,607
Estatura, m	1,62 ± 0,07	1,62 ± 0,07	1,000
IMC, kg.m <sup>-2</sup>	22,98 ± 4,21	23,61 ± 3,84	0,545
EDAJ, pontos	76,40 ± 7,70	-	-
EVA, cm	4,88 ± 1,42	-	-

GDP= grupo dor patelofemoral; GC= grupo controle; IMC= índice de massa corporal; EDAJ= Escala de Dor Anterior do Joelho; EVA= Escala Visual Analógica.

### Procedimentos

Os dados foram coletados em dois dias de avaliação. No primeiro dia, foram realizadas a anamnese e a avaliação física para checagem dos critérios de elegibilidade. As voluntárias do GDP graduaram a intensidade da pior dor sentida no joelho, na última semana, por meio da EVA, e responderam à Escala de Dor Anterior do Joelho (EDAJ) (33) para determinar o nível de capacidade funcional. A EVA varia de 0 a 10 centímetros (cm), no qual zero indica ausência de dor e 10, a pior dor possível (34). A pontuação do EDAJ varia de 0 a 100 pontos, em que a pontuação mais alta representa “nenhum déficit” (34). Todas as voluntárias realizaram o agachamento unipodal para a aquisição dos dados cinemáticos e eletromiográficos do tronco e membro inferior. Contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) foram realizadas para determinar a força muscular do tronco e membro inferior e para normalizar o sinal eletromiográfico. No segundo dia de avaliação, que ocorreu em um intervalo de até 30 dias

do primeiro encontro, a voluntária realizou o teste de resistência lateral do tronco. Os testes foram desempenhados unilateralmente, do mesmo lado do membro doloroso ou o mais doloroso, no GDP (10), e do membro dominante, no GC, determinado pelo lado a ser utilizado para chutar uma bola (35).

#### Eletromiografia

Utilizou-se um módulo de aquisição de sinais biológicos (EMG 830C, EMG System do Brasil, São José dos Campos, BRA) ajustado a uma frequência de amostragem de 2000 hertz (Hz) e ganho de 2000 vezes (20 vezes no pré-amplificador e 100 vezes no amplificador) (36). O módulo de rejeição comum do equipamento é maior do que 100 dB, a impedância do sistema igual a 109 Ohms e taxa de ruído do sinal é menor do que 3  $\mu$ V (36).

Para reduzir a impedância tecidual, realizou-se a tricotomia seguida da aplicação de gaze com álcool (37). Eletrodos de superfície e autoadesivos (Ag/AgCl), com área de 1 cm<sup>2</sup> e distância intereletrodos de 2 cm, foram posicionados, no lado avaliado, sobre os músculos: transverso do abdômen/ oblíquo interno (Tra/OI), a 2 cm medial e inferior à espinha íliaca anterossuperior (EIA) (38); GMéd, no ponto central entre a crista íliaca e o trocânter maior (37); vasto medial oblíquo (VMO), a 80% da linha formada entre a EIA e o espaço articular medial do joelho, orientado à aproximadamente 55° com a vertical (24). O local foi confirmado pela contração ativa de cada músculo (7). O eletrodo de referência foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna.

Um goniômetro de metal com mola (EMG System do Brasil, São José dos Campos, BRA) foi fixado medialmente ao membro inferior da voluntária, com o objetivo de captar a variação do ângulo de flexão do joelho, concomitantemente ao sinal eletromiográfico.

#### Avaliação cinemática 2D

Marcadores adesivos, de 35 milímetros de diâmetro, foram posicionados sobre o acrômio, EIA, trocânter maior do fêmur e no ponto central e anterior entre os epicôndilos femorais e maléolos (39,40), do lado avaliado.

Duas câmeras (modelo DCR-SR68, Sony Corporation, China), com frequência de amostragem de 30 Hz, foram posicionadas a quatro metros da voluntária, uma à frente e a outra, ao lado, para capturar os movimentos dos planos frontal e sagital, respectivamente. Tripés regularam a altura das câmeras a 77 cm do chão, para direcioná-las à altura aproximada dos quadris das participantes (39). Antes de realizar o agachamento unipodal, a voluntária foi orientada a se posicionar frontalmente à respectiva câmera (40).

### Agachamento unipodal

Inicialmente, a participante realizou um agachamento bipodal até 60° de flexão dos joelhos, quantificada por um goniômetro universal (19,41). Ao atingir a amplitude almejada, a voluntária estendeu o membro superior ao lado do corpo e uma plataforma foi posicionada sob os dedos da mão contralateral ao membro a ser avaliado. Em seguida, foi realizado o agachamento unipodal até atingir a plataforma com a mão contralateral. O membro superior oposto foi mantido junto ao corpo, com o cotovelo flexionado a 90°, e o membro inferior não testado permaneceu semiflexionado ao lado do testado. Nenhuma outra orientação, sobre a forma de execução do movimento ou o posicionamento do pé de apoio, foi dada à voluntária (40).

As fases excêntrica e concêntrica dos movimentos tiveram duração de dois segundos (s) cada, controladas por um metrônomo ajustado a 30 Hz (42,43). Após a familiarização, foram coletados cinco movimentos consecutivos. As tentativas insatisfatórias, que não cumpriram o protocolo de execução ou levaram ao desequilíbrio postural, foram repetidas após dois minutos de repouso.

### Contração isométrica voluntária máxima

Todas as contrações foram realizadas contra um dinamômetro portátil (modelo 1150, Lafayette *Instrument*, Indiana, EUA), posicionado perpendicularmente à superfície de contato e estabilizado por uma faixa inelástica de velcro.

A abdução do quadril foi testada em decúbito lateral, com o membro avaliado em posição neutra, o contralateral semifletido (4,5) e o dinamômetro posicionado distalmente, a 95% da medida do trocânter maior ao maléolo lateral (Figura 1A).

A extensão do joelho foi testada na posição sentada, com quadris e joelhos flexionados a 90° (7) e o dinamômetro posicionado distalmente, a 85% da medida da tuberosidade anterior da tíbia à linha articular do tornozelo (Figura 1B).

A inclinação lateral do tronco foi avaliada em decúbito lateral, com o tronco suspenso, membros superiores cruzados à frente do tórax, membros inferiores estendidos (44) e fixados à maca por faixas de velcro e o dinamômetro posicionado sobre as costelas, a 66% da distância entre crista ilíaca e prega axilar (Figura 1C).

Cada CIVM de 5 s foi repetida duas vezes, com intervalo de repouso de 30 s, precedidas por uma tentativa para familiarização (6). Foi dado encorajamento verbal padronizado ao longo dos testes.

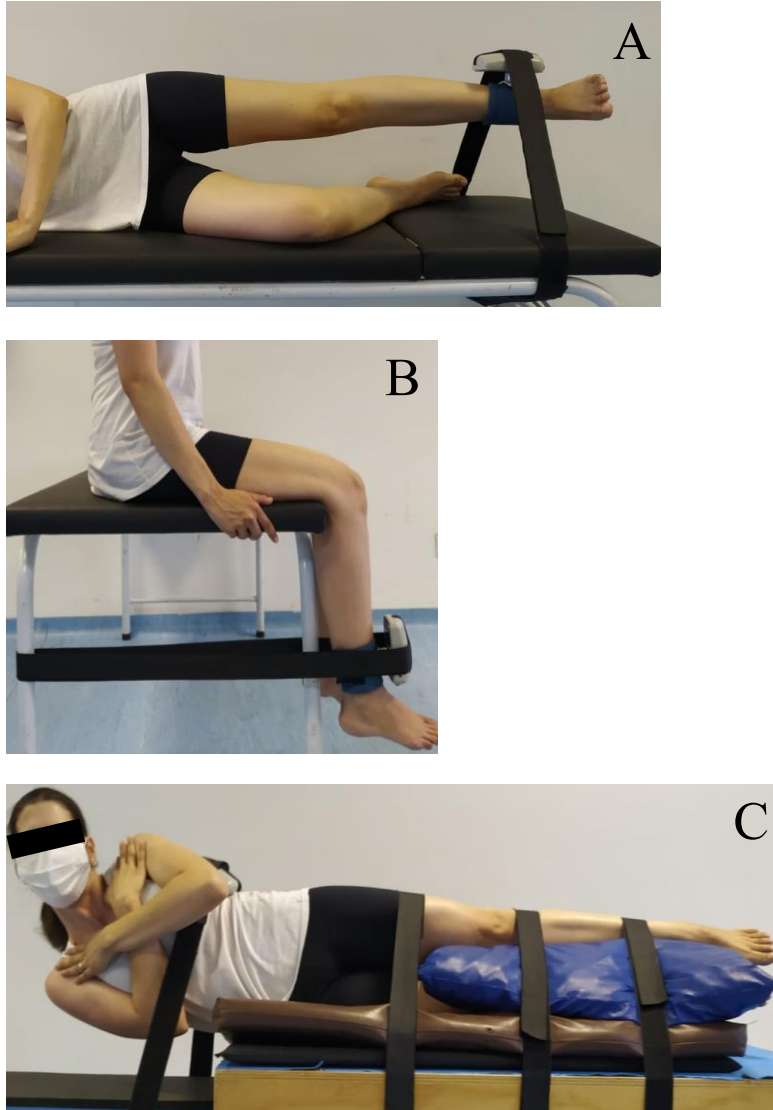


Figura 1. Posição dos testes de força isométrica dos abdutores do quadril (A), extensores do joelho (B) e inclinadores laterais do tronco (C).

Fonte: elaborada pelos autores.

#### Teste de resistência lateral do tronco

A voluntária foi instruída a sustentar a posição de prancha lateral, com apoio do antebraço e pés, pelo máximo tempo possível. Para a sua execução, o olhar deveria ser guiado à frente; o tronco, alinhado, sem rotação; o membro superior não apoiado, mantido ao lado do corpo; o pé contrário ao lado apoiado, posicionado à frente. O teste foi encerrado quando o

tronco não pudesse ser mantido suspenso e o tempo foi cronometrado em segundos (21) (Figura 2).



Figura 2. Posição do teste de resistência dos músculos laterais do tronco.

Fonte: elaborada pelos autores.

#### Análise de dados

Os dados eletromiográficos e cinemáticos dos três movimentos intermediários foram analisados durante o pico do agachamento (39), visto que é o momento de maior sobrecarga patelofemoral da tarefa testada (45).

O sinal eletromiográfico foi processado em ambiente Matlab (Mathworks®, Natick, EUA) por meio de um filtro *Butterworth* passa-banda de 20 a 500 Hz. O sinal foi retificado pelo método de onda completa e suavizado utilizando um filtro passa baixa *Butterworth* de 4ª ordem, com frequência de corte de 6 Hz, para criação do envoltório linear (26,36,46). Foi calculada a média da ativação muscular no intervalo entre 150 milissegundos (ms) antes e depois do pico do agachamento, que foi definido pelas informações do goniômetro de metal com mola. Esse intervalo de 300 ms foi selecionado por representar o período aproximado de manutenção do pico do agachamento, conforme observado em análise preliminar. O sinal foi normalizado pelo valor médio das duas CIVMs.

As imagens foram processadas por meio do *software* Kinovea® (versão 0.8.26, *Free Software Foundation, Inc.*, Boston, EUA) (47). No plano frontal, o alinhamento do joelho foi calculado pelo ângulo formado entre EIA, centro de patela e centro de tornozelo, subtraído por 180° (valgo + / varo -) (39) (Figura 3A). No plano sagital, o ângulo de inclinação do tronco foi calculado pelo desvio entre a reta formada pelos marcadores do acrômio e trocânter maior do fêmur e a vertical (flexão + / extensão -) (Figura 3B).

O maior valor de força, obtido nas CIVMs, foi convertido em torque (Nm), pela equação: torque = força (N) × comprimento do braço de alavanca (m) (11,48). Foram

considerados os seguintes braços de alavanca: para a abdução do quadril, a distância entre o trocânter maior e o centro do dinamômetro; para extensão do joelho, da tuberosidade anterior da tíbia ao centro do dinamômetro; para inclinação lateral do tronco, da crista ilíaca ao centro do dinamômetro. Posteriormente, o torque foi normalizado pela massa corporal (%), segundo a equação: torque normalizado= torque (Nm) ÷ massa corporal (Kg) × 100 (11,48).

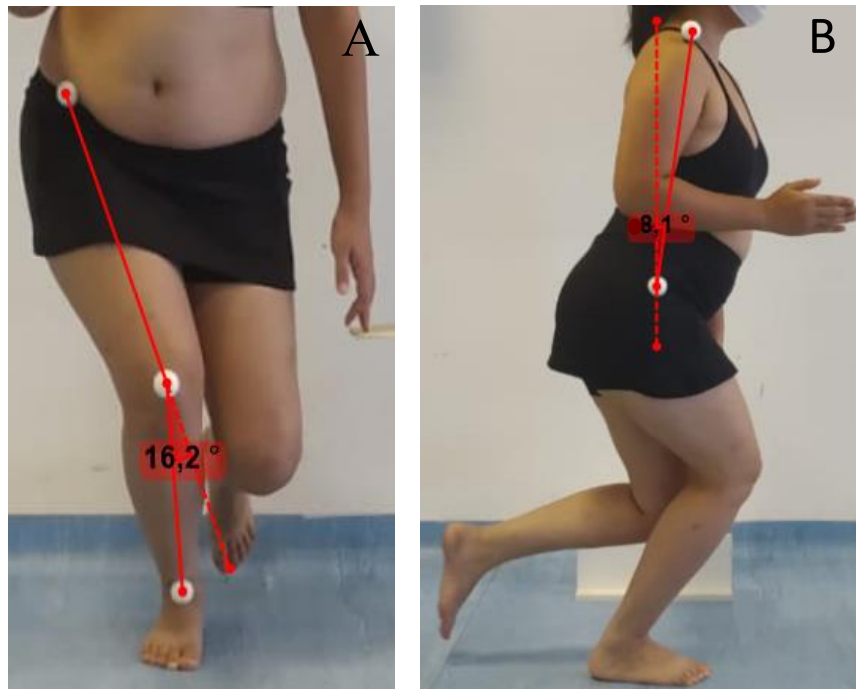


Figura 3. Medidas dos ângulos do valgo dinâmico do joelho (A) e da inclinação do tronco no plano sagital (B) durante o agachamento unipodal.

Fonte: elaborada pelos autores.

#### Análise estatística

Os dados foram analisados por meio do *software* SPSS (versão 19, IBM Company, New York, EUA). A média dos dados eletromiográficos e cinemáticos e os valores de torque foram utilizados nesta análise. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. Os dados antropométricos foram comparados pelo teste *T-Student* para amostras independentes (Tabela 1). Modelos lineares de regressão múltipla foram calculados no RStudio (versão 1.4.1717, Boston, EUA) para verificar se as variáveis independentes (ativação normalizada do Tra/OI, GMéd e VMO; torque normalizado dos inclinadores laterais do tronco, abdutores do quadril e extensores do joelho; tempo de manutenção do testes de resistência lateral do tronco) predizem as variáveis dependentes (ângulos do joelho no plano frontal e de inclinação do tronco

no plano sagital). Após a estimação dos modelos, por meio do método *stepwise*, a normalidade dos resíduos foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. Nos casos de distribuição não normal, foi realizada a transformação de Box-Cox. A heterocedasticidade foi verificada pelo teste de Breush Pagan. O nível de significância geral do modelo e de cada um dos parâmetros foi de 5%.

## Resultados

A estatística descritiva das variáveis analisadas foi apresentada na tabela 2.

Os parâmetros dos modelos significativos foram descritos na tabela 3.

Tabela 2. Dados descritivos (média  $\pm$  desvio padrão).

Variável	GDP	GC
Alinhamento frontal do joelho ( $^{\circ}$ )	8,54 $\pm$ 6,54	3,63 $\pm$ 4,23
Alinhamento sagital do tronco ( $^{\circ}$ )	-0,47 $\pm$ 5,36	4,43 $\pm$ 7,76
Ativação do Tra/OI (%)	18,76 $\pm$ 9,15	15,73 $\pm$ 7,79
Ativação do GMéd (%)	39,81 $\pm$ 21,52	35,58 $\pm$ 14,76
Ativação do VMO (%)	83,33 $\pm$ 35,63	75,64 $\pm$ 29,05
Torque dos inclinadores laterais do tronco (%)	28,42 $\pm$ 15,72	36,63 $\pm$ 13,71
Torque dos abdutores do quadril (%)	123,35 $\pm$ 35,56	123,98 $\pm$ 24,47
Torque dos extensores do joelho (%)	127,33 $\pm$ 38,10	135,49 $\pm$ 34,36
Teste de resistência lateral do tronco (s)	34,64 $\pm$ 16,61	43,87 $\pm$ 16,56

GDP= grupo dor patelofemoral; GC= grupo controle; Tra/OI= transverso do abdômen/oblíquo interno; GMéd= glúteo médio; VMO= vasto medial oblíquo.

### Grupo Dor Patelofemoral

Houve modelo significativo ( $F= 8,46$ ,  $p=0,001$ ) que explicou 39% da variância do ângulo do joelho no plano frontal. As variáveis preditoras foram a ativação do GMéd ( $\beta= 0,23$ ,  $p= 0,000$ ) e o torque abductor do quadril ( $\beta= 0,08$ ,  $p= 0,022$ ).

Não houve modelo significativo que explicasse a variação do ângulo de inclinação do tronco no plano sagital ( $F= 4,00$ ,  $p= 0,055$ ), apesar da ativação do GMéd ter mostrado tendência à significância ( $\beta= 0,00$ ,  $p= 0,055$ ). Esse foi o único modelo que necessitou da transformação de Box-Cox.

### Grupo Controle

Houve modelo significativo ( $F= 5,32$ ,  $p= 0,029$ ) que explicou 16% da variância do ângulo do joelho no plano frontal. A variável preditora foi o torque abductor do quadril ( $\beta= 0,07$ ,  $p = 0,029$ ).

Também houve modelo significativo ( $F= 4,28$ ,  $p= 0,024$ ) que explicou 24% da variância do ângulo de inclinação do tronco no plano sagital. A variável preditora foi a ativação do VMO ( $\beta= 0,12$ ,  $p= 0,016$ ); a ativação do Tra/OI mostrou tendência à significância ( $\beta= - 0,35$ ,  $p = 0,055$ ). Esse foi o único modelo significativo que apresentou heterocedasticidade ( $p= 0,036$ ).

As demais variáveis não incluídas nos modelos não atingiram a significância estatística.

Tabela 3. Parâmetros dos modelos de regressão múltipla em cada grupo.

Variável dependente	Variável independente	Coefficientes não padronizados	T	p
Ângulo do joelho no plano frontal - GDP	Constante	-11,26	-1,87	0,072
	Ativação do GMéd	0,23	4,11	<b>0,000</b>
	Torque abductor do quadril	0,08	2,43	<b>0,022</b>
Ângulo do joelho no plano frontal - GC	Constante	-4,93	-1,30	0,203
	Torque abductor do quadril	0,07	2,31	<b>0,029</b>
Ângulo de inclinação do tronco no plano sagital - GC	Constante	0,82	0,20	0,84
	Ativação do Tra/OI	-0,35	-2,00	0,055
	Ativação do VMO	0,12	2,59	<b>0,016</b>

GDP= grupo dor patelofemoral; GC= grupo controle; GMéd= glúteo médio; Tra/OI= transverso do abdômen/oblíquo interno; VMO= vasto medial oblíquo; em negrito=  $p < 0,05$ .

### Discussão

Os resultados do presente estudo mostraram que, entre a ativação, a força e a resistência do tronco e membro inferior, o alinhamento frontal do joelho é predito pela ativação do GMéd e pelo torque abductor do quadril, no GDP, e somente pelo torque abductor do quadril, no GC. Assim, o aumento do valgo dinâmico do joelho está relacionado ao aumento da ativação do GMéd e do torque abductor do quadril no GDP, enquanto no GC, está relacionado somente ao aumento do torque abductor do quadril. Ainda, nenhuma das variáveis incluídas na análise conseguiu prever o alinhamento sagital do tronco no GDP, ao passo que, no GC, a ativação do VMO mostrou poder preditivo sobre essa variável. Desse modo, o aumento da inclinação anterior do tronco está relacionado ao aumento da ativação do VMO em assintomáticas. As

hipóteses não foram confirmadas, pois esperávamos que a fraqueza e a hipoativação proximal e do joelho explicassem, respectivamente, o aumento do valgo e da inclinação posterior do tronco; e que a fraqueza fosse preditiva no GC, e a hipoativação, no GDP.

O modelo regressivo múltiplo apontou que, no GDP, o aumento de 1° no valgo dinâmico do joelho é acompanhado do aumento de 4,35% da ativação do GMéd e 12,5% do torque abductor do quadril. No GC, o aumento de 1° no valgo é acompanhado do aumento de 14,29% do torque abductor do quadril. Dessa forma, os abdutores do quadril se mostram relevantes na predição da cinemática do joelho, no plano frontal, em ambos os grupos.

Acreditamos que esses achados sejam decorrentes da colaboração dos movimentos de adução e rotação medial do quadril no deslocamento medial do joelho e consequente ocorrência do valgo, à medida que a voluntária agacha (26,49). Além de controlar o movimento do fêmur, os abdutores do quadril também sustentam verticalmente o tronco por meio da pelve, em tarefas unipodais (15,50). Nesse sentido, sugerimos que o posicionamento em adução do quadril distancie a força de reação do solo do eixo articular do quadril, no plano frontal, aumentando o braço de alavanca e, conseqüentemente, o momento externo de adução do quadril (48). Por efeito, há o aumento da demanda excêntrica dos abdutores dessa articulação (48). Assim, supomos que o aumento do valgo do joelho esteja associado ao aumento da adução do quadril, que resulta no aumento da ativação e da força dos abdutores do quadril.

Essa teoria é corroborada por estudos prévios. Análises bivariadas mostraram correlação moderada e positiva entre o valgo dinâmico do joelho e a adução do quadril (20), assim como, entre a adução do quadril e a ativação do GMéd (18). Uma análise regressiva múltipla verificou que o aumento de 3,4° na adução do quadril prediz o aumento de 1° do valgo de joelho no agachamento unipodal (26). Realizamos uma análise secundária e confirmamos que no GDP, o valgo está correlacionado com a adução do quadril ( $r= 0,75$ ,  $p= 0,000$ ) que, por sua vez, está correlacionada com a ativação do GMéd ( $r= 0,64$ ,  $p= 0,000$ ). A relação do aumento da ativação muscular para controlar os movimentos articulares mais amplos já foi especulado por trabalhos prévios (4,15) e pode justificar a não inclusão da ativação do GMéd no modelo preditivo do valgo, em assintomáticas, assim como verificado por outros autores (26), visto que apresentam movimentos de menor amplitude, comparadas ao GDP.

Quanto aos achados do torque isométrico dos abdutores do quadril, nossos resultados concordam com o estudo de Hollman et al. (20) que encontraram correlação moderada e positiva entre a força dos abdutores do quadril e o valgo do joelho. Contudo, os autores atribuem o resultado à função secundária do GMéd, que age como rotador medial do quadril, à medida que essa articulação flexiona. Assim, o aumento da força dos rotadores mediais do quadril

poderia causar o aumento do valgo (20). Todavia, apoiado no estudo de Rodriguez et al. (48), acreditamos que a força muscular seja determinada pela demanda imposta pelo posicionamento articular durante a função e que o músculo forte não necessariamente restringe a amplitude do movimento articular.

Possivelmente, as variações metodológicas podem explicar, em parte, os resultados descritos na literatura que associaram a fraqueza proximal ao aumento do valgo do joelho (6,11,18,19). A análise da força por meio do seu valor de pico (19), a força isométrica de abdução do quadril testada aos 20° de abdução (11), a avaliação da força dos músculos laterais do tronco em cadeia cinética fechada (6,19) e o uso do dinamômetro isocinético e da cinemática 3D (18) fizeram parte dos métodos prévios e diferem do adotado pelo presente estudo. Assim, as correlações de variáveis mensuradas ou analisadas de diferentes formas podem ter colaborado para os resultados distintos.

Por outro lado, apesar do nosso modelo prever aumento do valgo à medida que o torque do quadril aumenta, fazemos a ressalva de que essa capacidade preditiva é baixa e explica, no GC, somente 16% da variância do ângulo do joelho no plano frontal. Desse modo, o valgo é explicado por outras variáveis não incluídas na presente análise. Segundo estudo prévio (21), os índices do arco plantar e de estabilidade do tronco explicam 82% da variância do valgo do joelho. Tais variáveis poderiam ser incluídas nas análises futuras.

Quanto ao alinhamento sagital do tronco, o modelo prevê que o aumento de 1° da inclinação anterior do tronco é acompanhado do aumento de 8,33% da ativação do VMO, no GC. Ao observar os valores médios dos ângulos cinemáticos de ambos os grupos, verificamos que as mulheres assintomáticas agacham com o tronco mais flexionado e o joelho menos medializado do que as com DP (Tabela 2). Paralelamente, Mohammad et al. (24) verificaram que a redução da rotação medial do quadril mostrou correlação forte com o aumento de ativação do VMO e moderada com a redução da ativação do vasto lateral oblíquo, em assintomáticos. Segundo os autores, a rotação medial excessiva do quadril poderia acentuar o valgo do joelho e afetar a ativação dos vastos por causa do aumento do ângulo do quadríceps. Nesse sentido, supomos que as mulheres assintomáticas, que flexionaram mais o tronco, também mantiveram o controle rotacional do fêmur e o alinhamento longitudinal do quadríceps, de modo a favorecer a ativação do VMO.

Apesar dos estudos mostrarem a relevância da estabilidade do tronco no controle cinemático dos membros inferiores (21,22,51) e na melhora clínica de pacientes com DP (52), as variáveis incluídas no presente estudo não foram preditoras da cinemática em nenhum grupo. O aumento da inclinação ipsilateral do tronco observado em pessoas com DP, ao realizarem

tarefas unipodais, apoiou a avaliação dos músculos laterais do tronco. No entanto, evidências mostram que a estabilidade do tronco é determinada pela função de todos os agrupamentos musculares deste segmento (21,51). Desse modo, incluir a avaliação dos músculos anteriores e posteriores poderia representar melhor a função do tronco na DP. Ainda, outras características do recrutamento motor poderiam ser relevantes, como o tempo do início da ativação, em vez da amplitude, visto que a inclusão do treino das respostas antecipatórias e reativas do tronco trouxe resultados superiores no tratamento da DP (52), comparado ao efeito isolado do fortalecimento do quadril e do joelho. Especulamos que esse aspecto do controle motor do tronco poderia prever a cinemática sagital do tronco. Os achados de Zambarano et al. (22) apoiam essa teoria, dado que a instabilidade do tronco esteve associada à redução da capacidade de desempenhar os movimentos sagitais do quadril e joelho, no agachamento unipodal.

O presente estudo apresenta algumas limitações. Para evitar a cobertura do marcador do trocânter maior do fêmur, assim como, para padronizar o ângulo de flexão do joelho, os movimentos foram adaptados, o que poderia ter condicionado o padrão cinemático das voluntárias. Outro ponto é que as medidas cinemática 2D, ainda que mais exequíveis, são limitadas em relação à avaliação 3D (39). Ainda, o movimento influencia a captação do sinal eletromiográfico e a posição relativa dos marcadores cinemáticos, em virtude do deslizamento da pele sobre as unidades motoras e referências ósseas, respectivamente. Também, o uso de um par de eletrodos superficiais representa o recrutamento das unidades motoras localizadas abaixo dele e não infere sobre a atividade total do músculo. Por fim, a avaliação da força, de forma isométrica, não representa a demanda física exigida durante a função, na qual, a alteração cinemática acontece (48).

### **Conclusão**

Os dados do presente estudo, nas condições metodológicas apresentadas, permitem concluir que o torque isométrico dos abdutores do quadril prediz a cinemática do joelho, no plano frontal, sendo que nas mulheres com DP, o recrutamento do GMéd também é um fator relevante. Em contrapartida, a cinemática do tronco, no plano sagital, de mulheres com DP não é predita pelo desempenho físico ou pelo recrutamento motor do tronco, quadril e joelho, enquanto nas assintomáticas, é predita pela ativação do VMO.

## Referências

1. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome m. *Br J Sports Med.* 2016;50(14):839–43.
2. Smith BE, Selfe J, Thacker D, Hendrick P, Bateman M, Moffatt F, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One* [Internet]. 2018;13(1):1–18. Available from: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0190892>
3. 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):1713–23.
4. Nakagawa TH, Moriya ÉTU, MacIel CD, Serrão FV. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(9):1747–55.
5. Nakagawa TH, Moriya ETU, MacIel CD, Serrão F V. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(6):491–501.
6. 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):189–93.
7. 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):615–22.
8. De Bleecker C, Vermeulen S, De Blaiser C, Willems T, De Ridder R, Roosen P. Relationship between jump-landing kinematics and lower extremity overuse injuries in physically active populations: a systematic review and meta-analysis. *Sport Med* [Internet]. 2020;50(8):1515–32. Available from: <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01296-7>
9. Nunes GS, Barton CJ, Serrão FV. Females with patellofemoral pain have impaired

- impact absorption during a single-legged drop vertical jump. *Gait Posture* [Internet]. 2019;68(July 2018):346–51. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.12.013>
10. Nunes GS, Silva D de O, 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.
  11. Almeida GPL, Carvalho e Silva AP de MC, França FJR, Magalhães MO, Burke TN, Marques AP. Relationship between frontal plane projection angle of the knee and hip and trunk strength in women with and without patellofemoral pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2016;29(2):259–66.
  12. Rathleff MS, Rathleff CR, Crossley KM, Barton CJ. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2014;48(14):1088.
  13. Rathleff MS, Samani A, Olesen JL, Roos EM, Rasmussen S, Christensen BH, et al. Neuromuscular activity and knee kinematics in adolescents with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45(9):1730–9.
  14. 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):270–81.
  15. Semciw A, Neate R, Pizzari T. Running related gluteus medius function in health and injury: A systematic review with meta-analysis. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2016;30:98–110. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.06.005>
  16. Briani RV, De Oliveira Silva D, Flóride CS, Aragão FA, De Albuquerque CE, Magalhães FH, 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):1–16.
  17. Gallina A, Hunt MA, Hodges PW, Garland SJ. Vastus Lateralis Motor Unit Firing Rate Is Higher in Women With Patellofemoral Pain. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2018;99(5):907–13. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.01.019>
  18. Neamatallah Z, Herrington L, Jones R. An investigation into the role of gluteal muscle strength and EMG activity in controlling HIP and knee motion during landing tasks. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2020;43:230–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.12.008>
  19. Stickler L, Finley M, Gulgin H. Relationship between hip and core strength and frontal

- plane alignment during a single leg squat. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2015;16(1):66–71. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.05.002>
20. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *J Sport Rehabil*. 2009;18(1):104–17.
  21. Mozafaripour E, Seidi F, Minoonejad H, Mousavi SH, Bayattork M. Can lower extremity anatomical measures and core stability predict dynamic knee valgus in young men? *J Bodyw Mov Ther* [Internet]. 2021;27:358–63. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.02.004>
  22. Zambarano EK, Bouillon L, Glaviano NR. Relationship between lumbopelvic-hip complex stability, muscle activity, and 2-dimensional kinematics of the trunk and lower extremity. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2021;47:7–14. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.10.003>
  23. Silva D de O, Barton CJ, Briani RV, Taborda B, Ferreira AS, Pazzinatto MF, et al. Kinesiophobia, but not strength is associated with altered movement in women with patellofemoral pain. *Gait Posture* [Internet]. 2019;68:1–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.033>
  24. Mohammad WS, Elsaï WM. Association Between Hip Rotation and Activation of the Quadriceps and Gluteus Maximus in Male Runners. *Orthop J Sport Med*. 2020;8(11):1–7.
  25. Hollman JH, Hohl JM, Kraft JL, Strauss JD, Traver KJ. Modulation of frontal-plane knee kinematics by hip-extensor strength and gluteus maximus recruitment during a jump-landing task in healthy women. *J Sport Rehabil*. 2013;22(3):184–90.
  26. Hollman JH, Galardi CM, Lin IH, Voth BC, Whitmarsh CL. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clin Biomech* [Internet]. 2014;29:468–74. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.017>
  27. Teng HL, Powers CM. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2014;44(10):785–92.
  28. Preece SJ, Alghamdi W. The effect of increasing trunk flexion during normal walking. *Gait Posture* [Internet]. 2021;83:250–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.10.021>
  29. 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* [Internet]. 2019;74(May):121–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.08.016>
30. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(2):42–51.
  31. Baldon R de M, Serrão FV, Scattoni 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 Sport Phys Ther* [Internet]. 2014 Apr;44(4):240-A8. Available from: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2014.4940>
  32. Silva D de O, Briani RV, Pazzinatto MF, Gonçalves AV, Ferrari D, Aragão FA, et al. Q-angle static or dynamic measurements, which is the best choice for patellofemoral pain? *Clin Biomech* [Internet]. 2015;30(10):1083–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.09.002>
  33. da Cunha RA, Costa LOP, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the brazilian population. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2013;43(5).
  34. Van Cant J, Declève P, Garnier A, Roy JS. Influence of symptom frequency and severity on hip abductor strength and endurance in individuals with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2021;49:83–9.
  35. Rees D, Younis A, MacRae S. Is there a correlation in frontal plane knee kinematics between running and performing a single leg squat in runners with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic runners? *Clin Biomech* [Internet]. 2019;61(January 2017):227–32. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.12.008>
  36. Merletti R, Cerone GL. Tutorial. Surface EMG detection, conditioning and pre-processing: Best practices. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2020;54(June):102440. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102440>
  37. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. *Roessingh Res Dev*. 1999;8–11.
  38. Knox MF, Chipchase LS, Schabrun SM, Marshall PWM. Improved compensatory postural adjustments of the deep abdominals following exercise in people with chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2017;37(March):117–24. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.10.009>
  39. Kingston B, Murray A, Norte GE, Glaviano NR. Validity and reliability of 2-

- dimensional trunk , hip , and knee frontal plane kinematics during single-leg squat , drop jump , and single-leg hop in females with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2020;45:181–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.07.006>
40. Almonroeder TG, Watkins E, Widenhoefer T. Verbal instruction reduces patellofemoral joint loading during bodyweight squatting. *J Sport Rehabil*. 2020;29(4):463–8.
  41. Jaberzadeh S, Yeo D, Zoghi M. The Effect of Altering Knee Position and Squat Depth on VMO : VL EMG Ratio During Squat Exercises. *Physiother Res Int*. 2016;21(3):164–73.
  42. Kernozek TW, Gheidi N, Zellmer M, Hove J, Heinert BL, Torry MR. Effects of anterior knee displacement during squatting on patellofemoral joint stress. *J Sport Rehabil*. 2018;27(3):237–43.
  43. Glaviano NR, Marshall AN, Colby Mangum L, Hart JM, Hertel J, Russell S, et al. Improvements in lower-extremity function following a rehabilitation program with patterned electrical neuromuscular stimulation in females with patellofemoral pain: A randomized controlled trial. *J Sport Rehabil*. 2020;29(8):1075–85.
  44. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. *Músculos: provas e funções com postura e dor*. 2nd ed. Barueri; 2007. 556 p.
  45. Steinkamp LA, Dillingham MF, Markel MD, Hill JA, Kaufman KR. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med*. 1993;21(3):438–44.
  46. Elsais WM, Preece SJ, Jones RK, Herrington L. Between-day repeatability of lower limb EMG measurement during running and walking. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2020;55(March):102473. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102473>
  47. Fernández-González P, Koutsou A, Cuesta-Gómez A, Carratalá-Tejada M, Miangolarra-Page JC, Molina-Rueda F. Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors (Switzerland)*. 2020;20(11).
  48. Rodriguez MW, Menhennett SA, Vannatta CN, Kernozek TW. Relationship among maximum hip isometric strength, hip kinematics, and peak gluteal muscle force during running. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2020;45:188–96. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.06.009>
  49. Powers CM. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral

- Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):639–46.
50. Dix J, Marsh S, Dingenen B, Malliaras P. The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. *Phys Ther Sport [Internet].* 2019;37:197–209. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.05.015>
51. Chaudhari AMW, Horn MR Van, Monfort SM, Pan X, Oñate JA, Best TM. Reducing Core Stability Influences Lower Extremity Biomechanics in Novice Runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2020;52(6):1347–53.
52. Foroughi F, Sobhani S, Yoosefinejad AK, Motealleh A. Added Value of Isolated Core Postural Control Training on Knee Pain and Function in Women With Patellofemoral Pain Syndrome: A Randomized Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabil [Internet].* 2019;100(2):220–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.08.180>

## 5 ARTIGO 3

Mulheres com dor patelofemoral apresentam alterações cinemáticas, mas nem todas apresentam fraqueza muscular: análise de subgrupos

*Women with patellofemoral pain have kinematic changes, but not all have muscle weakness: subgroup analysis*

### Resumo

**Contextualização:** o tratamento da dor patelofemoral (DP) continua desafiador, apesar da compreensão crescente dos múltiplos fatores relacionados a essa disfunção. Isso pode decorrer da existência de subgrupos com deficiências específicas e identificá-los colaboraria no direcionamento das condutas terapêuticas, podendo torná-las mais eficientes.

**Objetivos:** comparar a cinemática, a força e a resistência muscular do tronco e do membro inferior entre mulheres com e sem DP; explorar subgrupos de mulheres com DP, de acordo com o padrão cinemático e o desempenho físico, e compará-los entre si e com as mulheres assintomáticas.

**Método:** trinta voluntárias assintomáticas (idade=  $22,97 \pm 3,67$  anos; Índice de Massa Corporal (IMC)=  $23,61 \pm 3,84$  kg.m<sup>-2</sup>) e 31 mulheres com DP (idade=  $21,26 \pm 3,35$  anos; IMC=  $22,99 \pm 4,14$  kg.m<sup>-2</sup>) participaram deste estudo. A cinemática 2D, frontal e sagital, foi capturada no agachamento unipodal. A resistência lateral do tronco foi avaliada pelo tempo de sustentação da prancha lateral. A força isométrica máxima dos músculos laterais do tronco, abdutores do quadril e extensores do joelho foi quantificada pelo dinamômetro portátil. A análise de agrupamentos pelo método hierárquico definiu os subgrupos.

**Resultados:** as mulheres com DP apresentaram excesso de valgo (diferença entre as médias (DEM)=  $5,35^\circ$ ,  $p= 0,001$ ) e de anteriorização do joelho (DEM=  $2,1$  cm,  $p= 0,004$ ), além de menor força (DEM=  $8,21\%$ ,  $p= 0,034$ ) e resistência lateral do tronco (DEM=  $9,23$  s,  $p= 0,034$ ), comparadas às assintomáticas. A categorização das mulheres com DP resultou em três subgrupos, dos quais, um ( $n= 8$ ) anteriorizou o joelho em demasia (DEM=  $4,18$  cm) e mostrou força (DEM=  $11,24\%$ ) e resistência lateral (DEM=  $18,16$  s) do tronco diminuídas; o segundo ( $n= 15$ ) apresentou valgo acentuado (DEM=  $7,18^\circ$ ), mas força e resistência do tronco e membro inferior preservadas; o último ( $n= 8$ ) também mostrou valgo acentuado (DEM=  $8,77^\circ$ ), porém exibiu força (DEM para o torque inclinador lateral do tronco=  $23,48\%$ ; torque abductor do quadril=  $34,96\%$ ; torque extensor do joelho=  $46,91\%$ ) e resistência diminuídas (DEM=  $19,84$  s).

**Conclusão:** a anteriorização e o valgo do joelho, em excesso, não coexistiram nas mulheres com DP e definiram subgrupos com padrões cinemáticos distintos. Por outro lado, as alterações cinemáticas não foram acompanhadas por padrões de força muscular, sendo que nem todas as pacientes apresentaram fraqueza e diminuição da resistência muscular.

## Introdução

A dor patelofemoral (DP) afeta uma a cada dez pessoas (1) e é apresentada como dor difusa na região anterior do joelho, provocada por atividades como agachar, correr, subir e descer escadas (2). Tem potencial para tornar-se crônica (3) e impacta a função e o engajamento em atividades recreacionais, esportivas e laborais (2,4). O seu tratamento é desafiador (3,4) e gera uma parcela considerável de resultados desfavoráveis persistentes no longo prazo (3). Ao considerar a natureza multifatorial da DP (5), é possível que existam subgrupos com deficiências específicas e que não respondam às condutas que não sejam direcionadas a elas (6,7). Identificá-los permitiria adequar o tratamento fisioterapêutico às alterações apresentadas e poderia melhorar os resultados terapêuticos (7–9).

A análise 2D do movimento pode ser utilizada para triar os pacientes com DP, pois se trata de uma medida confiável (10), aplicada no meio científico (9,11,12), de baixo custo e facilmente reproduzível em ambiente clínico (12), por meio de filmagens feitas até mesmo com o celular e análise em *softwares* gratuitos (13). As alterações cinemáticas na DP são bastante discutidas na literatura (9,11,12,14–17) e alguns autores sugerem a existência de diferentes padrões de movimento realizados por esta população (14,18). O aumento do valgo dinâmico (9,11,12,19) e da anteriorização dos joelhos em relação aos pés (20,21) são apontados como mecanismos biomecânicos que podem aumentar o estresse patelofemoral e provocar a dor no joelho. Ademais, estes pacientes são caracterizados por apresentar fraqueza dos extensores do joelho (1,2,22), do complexo posterolateral do quadril (12,15,16,23,24) e dos músculos laterais do tronco (14), comumente avaliada de maneira isométrica pelo dinamômetro portátil (12,14,23). Esse recurso também é acessível, confiável (23), de fácil manuseio e proporciona objetividade à avaliação física.

Esses achados sugeriram que o aumento do valgo fosse secundário à fraqueza muscular proximal e fundamentaram o tratamento da DP por meio do fortalecimento muscular (24). Porém, correlações significativas entre cinemática e força/resistência muscular proximal foram observadas apenas em assintomáticos (12,25–28) e não foram identificadas nos sujeitos com DP (12,14,29), o que vai ao encontro da existência de subgrupos, com cinemática alterada e diferentes níveis de força muscular. Essa premissa é apoiada por estudos prévios (6,7) que identificaram subgrupos “forte” e “fraco” de sujeitos com DP, quanto à força abduutora do quadril e extensora do joelho. Isso indicaria

que o fortalecimento beneficiaria somente uma parcela de pacientes do DP e poderia explicar a baixa eficácia do seu tratamento (4). Contudo, o predomínio de homens nos subgrupos “forte” e de mulheres nos subgrupos “fraco”, levanta dúvidas sobre as diferenças de força serem causadas pela distribuição heterogênea dos sexos nos subgrupos, visto que homens produzem mais força do que mulheres (15,16).

Em vista dessas informações, os objetivos deste estudo foram: (I) comparar a cinemática frontal e sagital do joelho e a força e a resistência do tronco e membro inferior entre mulheres com e sem DP; (II) explorar possíveis subgrupos de mulheres com DP, de acordo com os padrões de movimento e níveis de força e resistência muscular, comparando-os entre si e com o grupo de mulheres assintomáticas. Esperávamos que as mulheres com DP apresentassem aumento do valgo e da anteriorização do joelho, além de produzirem menor força e serem menos resistentes, comparadas às assintomáticas. Além disso, que fossem formados subgrupos com diferentes gradações de alterações cinemáticas, nos quais aqueles com maior valgo também mostrassem maior anteriorização do joelho, mas que os padrões cinemáticos mais discrepantes não estivessem relacionados aos menores níveis de força e resistência muscular.

## **Método**

### Desenho do estudo

Trata-se de um estudo transversal.

### Participantes

Sessenta e uma mulheres, frequentadoras de uma universidade local, formaram duas amostras por conveniência. A maioria das voluntárias eram estudantes de graduação e nenhuma era atleta profissional. O convite foi realizado pessoalmente ou através da divulgação em redes sociais. As mulheres assintomáticas formaram o grupo controle (GC) e as com DP, o grupo DP (GDP) (Tabela 1). O cálculo amostral definiu 16 participantes em cada grupo ( $n = 2^k$ ,  $k =$  número de variáveis de cada domínio; domínios = cinemática frontal e sagital, força e resistência) (7).

Mulheres sem histórico de dor ou lesões nos joelhos constituíram o GC. Para a inclusão no GDP, as participantes deveriam apresentar dor insidiosa na região anterior do joelho, de natureza atraumática e que tenha persistido por pelo menos oito semanas prévias à avaliação do estudo; graduar a pior dor no joelho, sentida na última semana,

como no mínimo três na Escala Visual Analógica (EVA); relato de DP durante ao menos três das seguintes atividades: subir e descer escadas, agachar, correr, ajoelhar, pular ou permanecer sentado por tempo prolongado (30); sinal de Clark positivo (31). Não puderam participar do estudo se apresentassem outras lesões ou cirurgia prévia na coluna ou membros inferiores; outras disfunções do joelho, como lesão meniscal, ligamentar, instabilidade patelar, histórico de Osgood-Schlatter ou Síndrome de Sinding-Larsen-Johansson, dor à palpação do tendão patelar, do quadríceps, da pata anserina e trato iliotibial (23); e se estivessem sob efeito de analgésicos ou tivessem realizado fisioterapia para a DP nos três meses precedentes. Um dos pesquisadores, com mais de 6 anos de experiência em fisioterapia, avaliou a elegibilidade de todas as voluntárias.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências (CAAE: 73222017.5.0000.5406; nº do parecer: 2.235.705) e todas as voluntárias concederam o seu consentimento por escrito.

#### Procedimentos

Os dados antropométricos e referentes à dor e à função foram coletados antes dos testes físicos. O GDP graduou a intensidade da pior dor sentida no joelho na última semana pela EVA e respondeu à Escala de Dor Anterior do Joelho (EDAJ) para determinar a capacidade funcional. A EVA varia de 0 a 10 centímetros (cm), no qual, zero indica ausência de dor e 10, a pior dor possível (32). A pontuação do EDAJ varia de 0 a 100 pontos, em que a maior pontuação representa “nenhum déficit” (32). Todas as voluntárias realizaram o agachamento unipodal para avaliação cinemática e executaram testes isométricos de força e resistência muscular. A avaliação foi unilateral e o lado avaliado no GDP foi o mesmo do membro acometido ou o mais doloroso, nos casos de DP bilateral (23); no GC, avaliou-se o lado ipsilateral ao membro inferior dominante, determinado pelo membro a ser utilizado para chutar uma bola (9).

#### Avaliação cinemática 2D

Marcadores adesivos foram posicionados sobre a espinha íliaca anterossuperior, ponto central entre os epicôndilos femorais e entre os maléolos do tornozelo, somente no lado avaliado (10,11).

Duas câmeras (modelo DCR-SR68, Sony Corporation, China), com frequência de amostragem de 30 hertz (Hz), foram posicionadas a quatro metros da voluntária, uma à frente e a outra, ao lado, para capturar, respectivamente, os movimentos dos planos frontal

e sagital do lado avaliado. Tripés regularam a altura das câmeras a 77 cm do chão, para direcioná-las à altura aproximada dos quadris das participantes (10). O ambiente foi calibrado pela filmagem de um quadrado de 100 cm x 100 cm, colocado no mesmo local que a voluntária realizou o agachamento unipodal. Antes de executá-lo, a participante foi orientada a se posicionar frontalmente à respectiva câmera e dispor os pés da maneira que preferisse (21).

#### Agachamento unipodal

No início, solicitou-se o agachamento bipodal até 60° de flexão de joelhos, mensurada por um goniômetro universal (33). O fulcro do goniômetro foi posicionado sobre o epicôndilo femoral lateral, o braço proximal alinhado com o trocânter maior do fêmur e o braço distal, com o maléolo lateral (34). Ao atingir a amplitude almejada, a participante estendeu os membros superiores ao lado do corpo e uma plataforma foi posicionada sob o terceiro dedo da mão contralateral ao membro inferior testado. Esta plataforma definiu a profundidade do agachamento. Em seguida, realizou-se o agachamento unipodal até atingir novamente a plataforma com a mão contralateral. O membro superior oposto foi mantido junto ao corpo, com cotovelo fletido a 90°, e o membro inferior não testado permaneceu semiflexionado ao lado do testado. As fases excêntrica e concêntrica do agachamento tiveram duração de dois segundos (s) cada, controladas por um metrônomo ajustado a 30 Hz (20,35). Após a familiarização, foram coletados cinco movimentos consecutivos.

#### Testes de força muscular isométrica

Foram realizadas contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) contra o dinamômetro portátil (modelo 1150, Lafayette *Instrument*, Indiana, EUA) estabilizado por uma faixa inelástica de velcro. A princípio, realizou-se a familiarização, seguida pela CIVM de 5 s, repetida duas vezes, com intervalo de repouso de 30 s. Entre os agrupamentos distintos, foi dado repouso de 2 minutos. As voluntárias foram encorajadas verbalmente a exercerem a força máxima (14). Os testes foram realizados conforme a descrição e a sequência apresentada abaixo.

Abdução do quadril: em decúbito lateral, com o membro testado em posição neutra e o contralateral semifletido (15,16), a voluntária realizou força de abdução de quadril contra o dinamômetro posicionado a 95% da medida entre o trocânter maior ao maléolo lateral.

Extensão de joelho: sentada, com os quadris e joelhos flexionados a 90° (36), a participante realizou força de extensão de joelho contra o dinamômetro fixado a 85% da medida entre a tuberosidade anterior da tíbia à interlinha articular do tornozelo.

Inclinação lateral do tronco: em decúbito lateral, com o tronco suspenso, membros superiores cruzados à frente do tórax e os membros inferiores estendidos (37) e fixados por três faixas velcro, solicitou-se força de inclinação lateral do tronco contra o dinamômetro colocado a 66% da distância entre a crista ilíaca e prega axilar. Travesseiros foram acomodados entre os membros inferiores para promover conforto.

#### Teste de resistência lateral do tronco

Deitada sobre o lado avaliado, a participante foi instruída a se apoiar no antebraço e nos pés e suspender o seu corpo, mantendo-o alinhado e sem rodá-lo. O membro superior contralateral permaneceu estendido ao lado do corpo, o pé contrário ao lado apoiado permaneceu à frente do contralateral e a voluntária manteve o seu olhar guiado à frente. O teste foi encerrado quando a posição não pudesse mais ser mantida e o tempo foi cronometrado (38). Este teste foi realizado no segundo dia de avaliação que ocorreu em um intervalo de até 30 dias.

#### Análise de dados

##### Cinemática

As imagens foram processadas por meio do *software* Kinovea, (versão 0.8.26, *Free Software Foundation*, Inc., Boston, EUA) (13). O ângulo formado entre espinha ilíaca anterossuperior, centro de patela e de tornozelo, subtraído por 180°, definiu o alinhamento do joelho no plano frontal, em que valores positivos indicaram a ocorrência do valgo e negativos, do varo (10) (Figura 1A). No plano sagital, a posição do joelho em relação ao pé de apoio foi determinado pela distância (cm) entre as faces anteriores do joelho e da extremidade do hálux, na qual valores positivos corresponderam à anteriorização e negativos, à posteriorização (Figura 1B). Estas medidas foram calculadas no pico de flexão do joelho (10) dos três movimentos intermediários do agachamento unipodal.

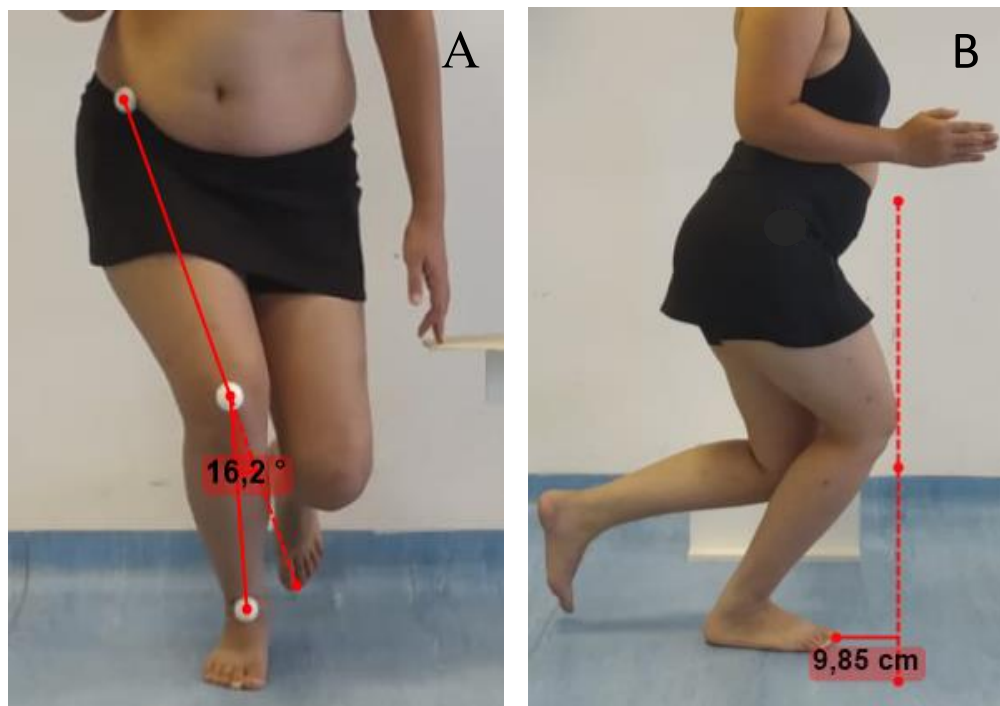


Figura 1. Medidas cinemáticas do agachamento unipodal: o valgo dinâmico do joelho (A) e a anteriorização do joelho (B).

Fonte: elaborada pelos autores.

#### Torque muscular

O maior valor de força, obtido nas CIVMs, foi convertido em torque (Nm), conforme a equação:  $\text{torque} = \text{força (N)} \times \text{comprimento do braço de alavanca da resistência (m)}$  (12,39). Posteriormente, o torque foi normalizado pela massa corporal (%), segundo a equação:  $\text{torque normalizado} = \text{torque (Nm)} \div \text{massa corporal (Kg)} \times 100$  (12,39). Foram considerados os seguintes braços de alavanca: para a abdução do quadril, a distância entre o trocânter maior e o centro do dinamômetro; para extensão do joelho, da tuberosidade anterior da tíbia ao centro do dinamômetro; para inclinação lateral do tronco, da crista ilíaca ao centro do dinamômetro.

#### Análise estatística

Os dados foram analisados por meio do *software* SPSS (versão 19, IBM Company, New York, EUA). A média dos dados cinemáticos e os valores de torque foram utilizados para as comparações. A normalidade dos dados foi testada pelo Kolmogorov-Smirnov. Os dados antropométricos foram comparados pelo teste *T-Student* para amostras independentes. A *Manova* foi aplicada para comparar o GC e GDP, seguida do *pos-hoc* de Bonferroni. Para a definição de subgrupos de mulheres com DP, realizou-se a análise

de agrupamento no RStudio (versão 1.4.1717, Boston, EUA). Primeiramente, os dados foram padronizados pelo cálculo do escore z, seguido pela formação da matriz de distância baseada na distância euclidiana; os agrupamentos foram estabelecidos pelo método hierárquico *Ward*; a definição do número de subgrupos foi auxiliada pela técnica *Elbow* e pelo contexto clínico (6). Os subgrupos foram caracterizados de modo descritivo. A Manova também foi efetuada para comparar o GC e os subgrupos formados, seguida pelos *pos-hoc* GT2 de Hochbert, quando as variâncias foram homogêneas, ou Games-Howell, quando diferentes. O tamanho do efeito foi calculado pelo *eta squared* ( $\eta^2 < 0,06$ = fraco;  $0,06 - 0,13$ = médio;  $\eta^2 \geq 0,14$ = grande) para as comparações da Manova (17), e pelo Cohen-d para o *pos-hoc* de Bonferroni ( $d < 0,2$ = sem efeito;  $0,2 - 0,49$ = pequeno;  $0,50 - 0,79$ = moderado;  $d \geq 0,80$ = grande) (40).

## Resultados

### Comparação dos grupos controle e dor patelofemoral

Os grupos controle e DP mostraram-se homogêneos quanto à antropometria (Tabela 1).

A Manova detectou diferença significativa entre os grupos para as variáveis analisadas (Traço de Pillai= 0,386;  $F= 5,656$ ;  $p= 0,000$ ;  $\eta^2= 0,386$ ; poder observado= 0,994). O *pos-hoc* identificou diferenças significativas para as variáveis cinemáticas, desempenho no teste de resistência e torque dos inclinadores laterais do tronco (Tabela 2). O GDP apresentou maior valgo e anteriorização do joelho, desempenho inferior no teste de resistência e menor torque dos inclinadores laterais do tronco, comparado ao GC. O tamanho do efeito foi grande para o valgo e moderado para as outras comparações significativas. Os grupos não se diferiram quanto ao torque dos abdutores do quadril e extensores do joelho.

### Análise de agrupamento

A análise de agrupamento definiu três subgrupos (GDP<sub>1</sub>, GDP<sub>2</sub> e GDP<sub>3</sub>) a partir do GDP.

O GC e os subgrupos foram homogêneos quanto à antropometria e os subgrupos mostraram capacidade funcional e nível de dor semelhantes (Tabela 1).

A Manova identificou diferença significativa entre os grupos (GC x GDP<sub>1</sub> x GDP<sub>2</sub> x GDP<sub>3</sub>) para as variáveis analisadas ( $\lambda$  de Wilks= 0,208;  $F= 6,082$ ;  $p= 0,000$ ;  $\eta^2= 0,407$

poder observado= 1,000). As análises univariadas mostraram diferenças significativas entre os grupos para todas as variáveis incluídas, todas com tamanho de efeito grande (Tabela 2). Os *pos-hocs* foram detalhados na Tabela 2 e descritos abaixo.

Comparado ao GC, o GDP<sub>1</sub> foi constituído por mulheres sem alteração do valgo, mas que anteriorizaram excessivamente o joelho e apresentam redução da resistência e do torque lateral do tronco, enquanto o torque abductor do quadril e extensor do joelho encontrou-se preservado. A característica que mais diferiu GDP<sub>1</sub> dos demais subgrupos é o menor valgo e a maior anteriorização do joelho. Houve diferença significativa do valgo com os outros subgrupos, e da anteriorização com GDP<sub>3</sub>. Quanto às capacidades físicas, mostrou baixa resistência lateral do tronco, com diferença significativa com GDP<sub>2</sub>, e torques intermediários, com diferença significativa com GDP<sub>3</sub> para o torque lateral do tronco, com GDP<sub>2</sub> para o torque dos abdutores do quadril e sem diferenças para o torque dos extensores do joelho.

Comparado ao GC, o GDP<sub>2</sub> e o GDP<sub>3</sub> foram formados por mulheres com aumento do valgo, mas sem alterações da anteriorização do joelho. O GDP<sub>2</sub> apresentou capacidade física semelhante ao GC para a resistência e torque lateral do tronco e torque extensor do joelho ( $p > 0,05$ ). Entretanto, gerou torque abductor do quadril acima do valor médio produzido pelas assintomáticas ( $p < 0,05$ ). Por sua vez, GDP<sub>3</sub> mostrou menor resistência e torque muscular, comparado ao GC, com diferença significativa para todas as variáveis incluídas.

O GDP<sub>2</sub> destacou-se dos demais subgrupos por apresentar aumento do valgo acompanhado dos maiores valores de resistência e torque muscular. Houve diferença significativa do valgo com GDP<sub>1</sub>, para a resistência lateral do tronco e torque dos abdutores do quadril com os outros subgrupos, para o torque lateral do tronco e dos extensores do joelho com o GDP<sub>3</sub>. Não houve diferença significativa para a anteriorização do joelho entre GDP<sub>2</sub> e os subgrupos restantes.

O GDP<sub>3</sub> evidenciou-se dos outros subgrupos pelo maior valgo do joelho e menores valores de resistência e torque muscular. Houve diferença significativa para o valgo e anteriorização do joelho com o GDP<sub>1</sub>, da resistência lateral do tronco e do torque abductor do quadril e extensor do joelho com o GDP<sub>2</sub>, do torque lateral do tronco com GDP<sub>1</sub> e GDP<sub>2</sub>.

Tabela 1. Comparação e caracterização dos grupos e subgrupos de mulheres com dor patelofemoral e o grupo de assintomáticas (média  $\pm$  desvio padrão).

Grupos/comparações	n	Idade	Massa corporal	Estatura	IMC	EDAJ	EVA
GC	30	22,97 $\pm$ 3,67	62,45 $\pm$ 13,30	1,62 $\pm$ 0,07	23,61 $\pm$ 3,84	-	-
GDP	31	21,26 $\pm$ 3,35	60,62 $\pm$ 13,20	1,62 $\pm$ 0,07	22,99 $\pm$ 4,14	76,65 $\pm$ 7,70	4,88 $\pm$ 1,39
GDP <sub>1</sub>	8	22,75 $\pm$ 2,92	66,00 $\pm$ 14,30	1,64 $\pm$ 0,09	24,38 $\pm$ 4,06	77,13 $\pm$ 8,64	4,35 $\pm$ 2,00
GDP <sub>2</sub>	15	19,93 $\pm$ 1,39	54,59 $\pm$ 10,38	1,61 $\pm$ 0,06	21,09 $\pm$ 3,68	79,07 $\pm$ 6,13	5,02 $\pm$ 1,04
GDP <sub>3</sub>	8	22,25 $\pm$ 5,31	66,54 $\pm$ 13,26	1,62 $\pm$ 0,05	25,15 $\pm$ 3,84	71,63 $\pm$ 7,89	5,13 $\pm$ 1,32
p <sup>□</sup> GC x GDP	-	0,062	0,592	0,963	0,544	-	-
p <sup>▪</sup> GC x GDP <sub>1</sub> x GDP <sub>2</sub> x GDP <sub>3</sub>	-	0,053	0,091	0,754	0,064	0,081 <sup>Δ</sup>	0,474 <sup>Δ</sup>

GC= grupo controle; GDP= grupo dor patelofemoral; GDP<sub>1</sub>, GDP<sub>2</sub> e GDP<sub>3</sub>= subgrupos do GDP; EDAJ= Escala de Dor Anterior do Joelho; EVA= Escala Visual Analógica; <sup>□</sup> resultado do teste T-*Student* para amostras independentes; <sup>▪</sup> resultado da Anova *one way*; <sup>Δ</sup> resultado da comparação entre os subgrupos do GDP.

Tabela 2. Comparação da cinemática, resistência e torque entre os grupos e subgrupos (média ± desvio padrão).

Grupo/Comparações		Análise cinemática		Torque normalizado (%)			Desempenho no teste de resistência (s)
		Valgo de joelho (°)	Anteriorização do joelho (cm)	Inclinadores laterais do tronco	Abdutores do quadril	Extensores do joelho	
GC		3,63 ± 4,23 <sup>β</sup>	7,91 ± 2,89 <sup>α</sup>	36,63 ± 13,71 <sup>δ</sup>	123,98 ± 24,47 <sup>β</sup>	135,49 ± 34,36 <sup>μ</sup>	43,87 ± 16,56 <sup>γ</sup>
GDP		8,98 ± 6,89	10,01 ± 2,51	28,42 ± 15,72	123,35 ± 35,56	127,33 ± 38,10	34,64 ± 16,61
Subgrupos do GDP	GDP <sub>1</sub>	2,13 ± 4,17 <sup>a</sup>	12,09 ± 2,18 <sup>b</sup>	25,39 ± 7,60	113,30 ± 24,34	119,82 ± 24,34	25,71 ± 11,13
	GDP <sub>2</sub>	10,81 ± 5,39	9,94 ± 2,03	38,18 ± 16,09	147,03 ± 27,97 <sup>c</sup>	151,99 ± 33,43 <sup>e</sup>	45,07 ± 15,48 <sup>c</sup>
	GDP <sub>3</sub>	12,40 ± 7,32	8,07 ± 2,18	13,15 ± 1,77 <sup>d</sup>	89,02 ± 24,42	88,58 ± 17,60	24,03 ± 11,22
GC x GDP	p <sup>■</sup>	<b>0,001</b>	<b>0,004</b>	<b>0,034</b>	0,936	0,383	<b>0,034</b>
	Cohen-d	0,932	0,775	0,556	0,021	0,225	0,556
GC x GDP <sub>1</sub> x GDP <sub>2</sub> x GDP <sub>3</sub>	p <sup>□</sup>	<b>0,000</b>	<b>0,001</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,001</b>
	η <sup>2</sup>	0,402	0,264	0,316	0,337	0,287	,255

GC= grupo controle; GDP= grupo dor patelofemoral.

■ resultado do *pos-hoc* de Bonferroni; □ resultado da Anova *one way*; em negrito,  $p < 0,05$ .

Na comparação entre o GC e os subgrupos do GDP, resultados do *pos-hoc* de GT2 de Hochbert: <sup>β</sup> GC é diferente de GDP<sub>2</sub> e GDP<sub>3</sub>; <sup>α</sup> GC é diferente de GDP<sub>1</sub>; <sup>μ</sup> GC é diferente de GDP<sub>3</sub>; <sup>γ</sup> GC é diferente de GDP<sub>1</sub> e GDP<sub>3</sub>; e do *pos-hoc* de Games-Howell: <sup>δ</sup> GC é diferente de GDP<sub>1</sub> e GDP<sub>3</sub>.

Na comparação entre os subgrupos do GDP, resultados do *pos-hoc* de GT2 de Hochbert: <sup>a</sup> GDP<sub>1</sub> é diferente de GDP<sub>2</sub> e GDP<sub>3</sub>; <sup>b</sup> GDP<sub>1</sub> é diferente de GDP<sub>3</sub>; <sup>c</sup> GDP<sub>2</sub> é diferente de GDP<sub>1</sub> e GDP<sub>3</sub>; <sup>e</sup> GDP<sub>2</sub> é diferente de GDP<sub>3</sub>; e do *pos-hoc* de Games-Howell: <sup>d</sup> GDP<sub>3</sub> é diferente de GDP<sub>1</sub> e GDP<sub>2</sub>.

## Discussão

O presente estudo revelou que mulheres com DP desempenham o agachamento unipodal com maior valgo dinâmico e anteriorização do joelho do que as assintomáticas, bem como, mostraram menor resistência e força dos músculos laterais do tronco. Ao categorizar as mulheres com DP, de acordo com a cinemática, resistência e torque do tronco e membro inferior, obtivemos um subgrupo ( $GDP_1$ ) notado pelo aumento da anteriorização do joelho e redução da resistência e da força lateral do tronco, comparado às assintomáticas, e com valores intermediários de resistência e força, comparado aos demais subgrupos. O segundo subgrupo ( $GDP_2$ ) destacou-se pelo aumento do valgo do joelho, sem prejuízo da resistência e da força, comparado às assintomáticas, e por apresentar maior resistência e força, comparado aos outros subgrupos. O último subgrupo ( $GDP_3$ ) também se diferenciou pelo aumento do valgo do joelho, porém, acompanhado de redução da resistência e da força, comparado às assintomáticas, e por exibir menor resistência e força, comparado aos subgrupos restantes. A hipótese foi parcialmente confirmada, pois esperávamos obter menor força dos abdutores e extensores do joelho no GDP, comparado ao GC, e que as alterações cinemáticas fossem encontradas nas mesmas proporções dentro dos subgrupos.

O principal achado do nosso estudo é que uma alteração cinemática sempre está presente nos subgrupos com DP, seja a anteriorização ou o valgo do joelho excessivos, e que a menor capacidade muscular do tronco e membro inferior pode ou não estar presente e não se mostra associada a uma alteração cinemática específica. Os dados mostraram que o valgo acentuado ocorreu em mulheres com desempenho muscular preservado, diminuído e até mesmo aumentado. Isso também é válido para a anteriorização do joelho, cujo controle não foi dependente da maior ou menor capacidade muscular do tronco e do membro inferior. Ainda, as capacidades físicas dos agrupamentos testados parecem estar relacionadas e a deficiência não ocorre em um único agrupamento. Por fim, a identificação de um subgrupo com força preservada, entre mulheres com DP, eliminou o viés causado pelo predomínio de homens nos agrupamentos mais fortes definidos por outros estudos (6,7).

Estudos prévios tinham como premissa que a redução da força lateral do tronco poderia tornar os pacientes com DP mais susceptíveis à instabilidade postural no plano frontal e aumentar o momento externo valgo do joelho (5,14). Isto é o que pensaríamos se observássemos apenas os resultados das comparações entre GC e GDP, no qual o GDP

apresentou maior valgo e menor resistência e força lateral do tronco. Entretanto, ao agrupar as participantes com DP, observamos que o valgo ocorreu na presença ou ausência da menor capacidade física dos músculos laterais do tronco. Isto apoia os achados de Nakagawa et al. (14), que não encontraram correlação significativa entre o pico angular valgo do joelho e força isométrica do tronco, apesar do GDP mostrar menor força e cinemática frontal alterada comparado ao controle. Outros autores (12) encontraram maior valgo no GDP, porém sem diferenças para o torque isométrico lateral do tronco, assim como não obtiveram correlação significativa entre estas variáveis no GDP. Estes achados apoiam a premissa da heterogeneidade da população com DP.

Presumia-se o mesmo em relação à fraqueza dos músculos posterolaterais do quadril (12,15,23,41), como possíveis causadores do valgo dinâmico do joelho, uma vez que controlam excentricamente a adução e rotação medial do quadril (42,43). Contudo, nossos resultados mostraram que o valgo excessivo ocorreu em 74% do GDP e a fraqueza abdução do quadril esteve presente em somente 35% destas mulheres, enquanto 65% produziram torque superior às assintomáticas. Isto mostra mais uma vez a ausência de relação entre fraqueza muscular e alteração cinemática e confirma os achados de Almeida et al. (12) que, apesar de identificarem menor torque isométrico do quadril e maior valgo em mulheres com DP, não encontraram correlação significativa entre estas variáveis neste grupo. Ademais, também explicaria a razão do fortalecimento do quadril não gerar efeito sobre o valgo do joelho, mas traz benefícios ao reduzir o pico do momento interno valgo do joelho (24).

Os estudos tendem a associar os níveis de força muscular à capacidade funcional (44) e pressupõem que a persistência da dor induza o paciente a reduzir a prática de atividade física, a fim de evitar a dor, que, como consequência, acarreta em fraqueza (1,24). Nessa direção, o nosso estudo, assim como trabalhos prévios, verificaram que o subgrupo dos mais fortes foram os que tiveram maior capacidade funcional, enquanto os mais fracos, a capacidade era menor (6,7). Possivelmente, as nossas voluntárias do GDP<sub>2</sub>, sendo mais jovens, poderiam ter vivenciado a dor por menor período (1), o que traria baixo impacto sobre a sua função, sem afetar a capacidade de produzir força máxima.

Quando o valgo dinâmico acentuado não ocorre, a anteriorização do joelho parece ser a estratégia adotada para realizar o agachamento. Um estudo (20) induziu experimentalmente a anteriorização do joelho, durante o agachamento bipodal, e verificou que este padrão de movimento elevou o estresse patelofemoral como consequência do aumento de 26.1% do momento interno extensor de joelho, comparado

à condição com deslocamento anterior restrito. O avanço do joelho aumentou o movimento do tornozelo e do joelho em 29% e 12%, respectivamente, e reduziu o do quadril em 14%. De forma semelhante, outros pesquisadores (21) observaram redução do estresse patelofemoral após instrução verbal para minimizar a anteriorização do joelho.

Por sua vez, Silva et al. (29) apontam que as deficiências cinemáticas de mulheres com DP estão associadas ao medo do movimento e não à fraqueza muscular; porém o medo do movimento e a força não revelaram correlação significativa. Notável que a meta-análise de Nascimento et al. (43) mostrou que a melhora clínica, secundária ao fortalecimento do quadril e do joelho, ocorre mesmo sem que haja aumento da força muscular ao término da intervenção, até quando comparado ao placebo ou ao não realizar exercícios. Ou seja, a melhora clínica aparenta não depender do ganho de força, mas pelo fato de se exercitar, que de alguma forma, poderia estar relacionada à redução do medo do movimento e ao aumento do nível de atividade física. Isto reforça a importância da educação ao paciente, que mostrou benefícios por si só e ao estar associada a intervenções físicas (4).

Desta forma, a educação (4) e o exercício físico seriam benéficos para todas as pacientes com DP, a despeito dos subgrupos. Possivelmente as mulheres do GDP<sub>3</sub>, com maior fraqueza, poderiam se beneficiar de um treino de força, com carga de 60-70% de uma repetição máxima (43). O retreinamento motor, com a correção do valgo dinâmico ou da anteriorização do joelho devem ser direcionados para aquelas pacientes que apresentarem tais alterações. Porém, os aspectos sociais e psicológicos também devem ser investigados, pois as deficiências cinemáticas poderiam ser secundárias a outros fatores subjacentes e a compreensão e execução do movimento correto podem não ser suficientes para automatizá-lo na função diária (45).

Este estudo apresentou algumas limitações. Embora o tamanho amostral esteja de acordo com o cálculo realizado e o poder do estudo foi igual a 1, o número de participantes pode não ter representado adequadamente os subgrupos da população com DP. Além disso, apesar da praticidade da cinemática 2D para quantificar o valgo do joelho, esse método não se correlaciona significativamente com a medida 3D (10) e a fixação prévia dos marcadores superficiais pode não representar a referência óssea durante o pico do agachamento.

## **Conclusão**

Mulheres com DP apresentaram alterações cinemáticas e menor capacidade física dos músculos laterais do tronco comparadas às assintomáticas. Ao categorizar o grupo DP, foram definidos um subgrupo que anteriorizou excessivamente o joelho e mostrou menor resistência e força lateral do tronco, e dois subgrupos com aumento do valgo dinâmico do joelho, sendo que um deles não mostrou deficiência da resistência ou da força muscular do tronco e membro inferior, enquanto o outro foi menos resistente e mais fraco.

## Referências

1. 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):270–81.
2. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome m. *Br J Sports Med.* 2016;50(14):839–43.
3. Lankhorst NE, Van Middelkoop MM, Crossley KM, Bierma-Zeinstra SMA, Oei EHG, Vicenzino B, et al. Factors that predict a poor outcome 5-8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: A multicentre observational analysis. *Br J Sports Med.* 2016;50:881–6.
4. Winters M, Holden S, Lura CB, Welton NJ, Caldwell DM, Vicenzino BT, et al. Comparative effectiveness of treatments for patellofemoral pain: A living systematic review with network meta-Analysis. *Br J Sports Med.* 2021;55(7):369–77.
5. 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):1713–23.
6. Selfe J, Janssen J, Callaghan M, Witvrouw E, Sutton C, Richards J, et al. Are there three main subgroups within the patellofemoral pain population? A detailed characterisation study of 127 patients to help develop targeted intervention (TIPPs). *Br J Sports Med.* 2016;50(14):873–80.
7. Drew BT, Conaghan PG, Smith TO, Selfe J, Hensor EMA, Dube B, et al. Toward the development of data-driven diagnostic subgroups for people with patellofemoral pain using modifiable clinical, biomechanical, and imaging features. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2019;49(7):536–47.
8. 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):704–12.
9. Rees D, Younis A, MacRae S. Is there a correlation in frontal plane knee

- kinematics between running and performing a single leg squat in runners with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic runners? *Clin Biomech* [Internet]. 2019;61(January 2017):227–32. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.12.008>
10. Kingston B, Murray A, Norte GE, Glaviano NR. Validity and reliability of 2-dimensional trunk , hip , and knee frontal plane kinematics during single-leg squat , drop jump , and single-leg hop in females with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2020;45:181–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.07.006>
  11. Gwynne CR, Curran SA. Two-dimensional frontal plane projection angle can identify subgroups of patellofemoral pain patients who demonstrate dynamic knee valgus. *Clin Biomech* [Internet]. 2018;58(April):44–8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.06.021>
  12. Almeida GPL, Carvalho e Silva AP de MC, França FJR, Magalhães MO, Burke TN, Marques AP. Relationship between frontal plane projection angle of the knee and hip and trunk strength in women with and without patellofemoral pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2016;29(2):259–66.
  13. Fernández-González P, Koutsou A, Cuesta-Gómez A, Carratalá-Tejada M, Miangolarra-Page JC, Molina-Rueda F. Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors (Switzerland)*. 2020;20(11).
  14. 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):189–93.
  15. Nakagawa TH, Moriya ETU, MacIel CD, Serrão F V. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012;42(6):491–501.
  16. Nakagawa TH, Moriya ÉTU, MacIel CD, Serrão FV. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(9):1747–55.
  17. Haghghat F, Ebrahimi S, Rezaie M, Shafiee E, Shokouhyan SM, Motealleh A, et al. Trunk, pelvis, and knee kinematics during running in females with and without patellofemoral pain. *Gait Posture* [Internet]. 2021;89(June):80–5.

Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.06.023>

18. Esculier JF, Roy JS, Bouyer LJ. Lower limb control and strength in runners with and without patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture*. 2015;41(3):813–9.
19. Warner MB, Wilson DA, Herrington L, Dixon S, Power C, Jones R, et al. A systematic review of the discriminating biomechanical parameters during the single leg squat. *Phys Ther Sport [Internet]*. 2019;36:78–91. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.01.007>
20. Kernozek TW, Gheidi N, Zellmer M, Hove J, Heinert BL, Torry MR. Effects of anterior knee displacement during squatting on patellofemoral joint stress. *J Sport Rehabil*. 2018;27(3):237–43.
21. Almonroeder TG, Watkins E, Widenhoefer T. Verbal instruction reduces patellofemoral joint loading during bodyweight squatting. *J Sport Rehabil*. 2020;29(4):463–8.
22. Gallina A, Wakeling JM, Hodges PW, Hunt MA, Jayne Garland S. Regional Vastus Medialis and Vastus Lateralis Activation in Females with Patellofemoral Pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2019;51(3):411–20.
23. Nunes GS, Silva D de O, 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.
24. 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(14):1088.
25. Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 9050. Rio de Janeiro; 2004.
26. Powers CM, Ward SR, Chen YJ, Chan L Der, Terk MR. The Effect of Bracing on Patellofemoral Joint Stress during Free and Fast Walking. *Am J Sports Med*. 2004;32(1):224–31.
27. Ferreira AS, Silva D de O, Briani RV, Ferrari D, Aragão FA, Pazzinatto MF, et al. Which is the best predictor of excessive hip internal rotation in women with patellofemoral pain: Rearfoot eversion or hip muscle strength? Exploring subgroups. *Gait Posture [Internet]*. 2018;62(October 2017):366–71. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.037>
28. Mozafaripour E, Seidi F, Minoonejad H, Mousavi SH, Bayattork M. Can lower extremity anatomical measures and core stability predict dynamic knee valgus in young men? *J Bodyw Mov Ther [Internet]*. 2021;27:358–63. Available from:

- <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.02.004>
29. Silva D de O, Barton CJ, Briani RV, Taborda B, Ferreira AS, Pazzinatto MF, et al. Kinesiophobia, but not strength is associated with altered movement in women with patellofemoral pain. *Gait Posture* [Internet]. 2019;68:1–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.033>
  30. 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 Sport Phys Ther* [Internet]. 2014 Apr;44(4):240-A8. Available from: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2014.4940>
  31. Silva D de O, Briani RV, Pazzinatto MF, Gonçalves AV, Ferrari D, Aragão FA, et al. Q-angle static or dynamic measurements, which is the best choice for patellofemoral pain? *Clin Biomech* [Internet]. 2015;30(10):1083–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.09.002>
  32. Van Cant J, Declève P, Garnier A, Roy JS. Influence of symptom frequency and severity on hip abductor strength and endurance in individuals with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport*. 2021;49:83–9.
  33. Stickler L, Finley M, Gulgin H. Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2015;16(1):66–71. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.05.002>
  34. Jaberzadeh S, Yeo D, Zoghi M. The Effect of Altering Knee Position and Squat Depth on VMO : VL EMG Ratio During Squat Exercises. *Physiother Res Int*. 2016;21(3):164–73.
  35. Glaviano NR, Marshall AN, Colby Mangum L, Hart JM, Hertel J, Russell S, et al. Improvements in lower-extremity function following a rehabilitation program with patterned electrical neuromuscular stimulation in females with patellofemoral pain: A randomized controlled trial. *J Sport Rehabil*. 2020;29(8):1075–85.
  36. 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):615–22.
  37. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. *Músculos: provas e funções com postura e dor*. 2nd ed. Barueri; 2007. 556 p.
  38. Elliott TLP, Marshall KS, Lake DA, Wofford NH, Davies GJ. The effect of

- sitting on stability balls on nonspecific lower back pain, disability, and core endurance. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2016;41(18):E1074–80.
39. Rodriguez MW, Menhennett SA, Vannatta CN, Kernozek TW. Relationship among maximum hip isometric strength, hip kinematics, and peak gluteal muscle force during running. *Phys Ther Sport [Internet]*. 2020;45:188–96. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.06.009>
  40. Aliberti S, Mezêncio B, Amadio AC, Serrão JC, Mochizuki L. Immediate effects of a distal gait modification during stair descent in individuals with patellofemoral pain. *Physiother Theory Pract [Internet]*. 2019;35(12):1243–9. Available from: <https://doi.org/10.1080/09593985.2018.1477212>
  41. Moradi Z, Akbari M, Ansari NN, Emrani A, Mohammadi P. Strength of hip muscle groups in sedentary women with patellofemoral pain syndrome. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2014;27(3):299–306.
  42. Novello A de A, Garbelotti Jr S, Rabelo ND dos A, Ferraz AN, Bley AS, Correa JCF, et al. Gait & Posture Descending stairs : Good or bad task to discriminate women with patellofemoral pain ? *Gait Posture [Internet]*. 2018;65(June):26–32. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.170>
  43. Nascimento LR, Teixeira-Salmela LF, Souza RB, Resende RA. Hip and knee strengthening is more effective than knee strengthening alone for reducing pain and improving activity in individuals with patellofemoral pain: A systematic review with meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2018;48(1):19–31.
  44. 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):558–64.
  45. Rabelo ND dos A, Costa LOP, Lima BM de, dos Reis AC, Bley AS, Fukuda TY, 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 [Internet]*. 2017;58(January):280–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.08.018>

## APÊNDICE A - FICHA DE AVALIAÇÃO

Nome: \_\_\_\_\_  
 Data de nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_ Data da avaliação: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_  
 Massa Corporal: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_ IMC: \_\_\_\_\_  
 Grupo: \_\_\_\_\_ Membro inferior dominante: ( ) direito ( ) esquerdo

### Anamnese

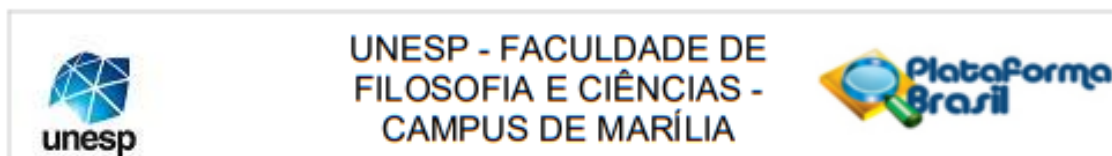
1. Você já apresentou dor ou lesões no joelho? ( ) Não. ( ) Sim.
2. Em que parte do joelho você sente dor? \_\_\_\_\_
3. Há quanto tempo sente dor no joelho? \_\_\_\_\_
4. Assinale na linha abaixo, o ponto que corresponda à intensidade da dor mais forte que tenha sentido na semana passada, no seu joelho.

\_\_\_\_\_

<b>0</b>	<b>10</b>
sem dor	pior dor possível

5. Você sente dor em ambos os joelhos? ( ) Não ( ) Sim. Qual dói mais? \_\_\_\_\_
6. Você já sofreu algum trauma no joelho?  
 ( ) Não ( ) Sim. Como foi o evento? \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_
7. Você sente dor no joelho para alguma das seguintes atividades?  
 ( ) subir e descer escadas ( ) agachar ( ) correr ( ) ajoelhar ( ) pular  
 ( ) permanecer sentado por tempo prolongado
8. Teste de compressão patelar: ( ) positivo ( ) negativo
9. Caso apresente alguma das condições abaixo, assinale-as:  
 ( ) osteoartrite de quadril, joelho ou tornozelo ( ) lesão ligamentar ou meniscal  
 ( ) instabilidade patelar ( ) dor no quadril ( ) uso de medicamento para dor  
 ( ) histórico de Osgood-Schlatter ou Síndrome de Sinding- Larsen-Johansson;  
 ( ) sinais de inchaço articular no joelho ( ) cirurgia nos membros inferiores  
 ( ) dor à palpação do tendão patelar ou do quadríceps, trato iliotibial ou pata de ganso (palpação realizada pelo avaliador) ( ) lombociatalgia  
 ( ) realizou tratamento fisioterapêutico nos três meses precedentes a este estudo.
10. Você apresenta alguma doença associada?  
 ( ) Não. ( ) Sim. Quais? \_\_\_\_\_

## ANEXO A – PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** INVESTIGAÇÃO DOS FATORES PROXIMAIS E DISTAIS NA DOR

**Pesquisador:** ANGELA KAZUE MORITA

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 73222017.5.0000.5406

**Instituição Proponente:** Faculdade de Filosofia e Ciências/ UNESP - Campus de Marília

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.235.705

#### **Apresentação do Projeto:**

Projeto apresentado de forma adequada, baseado nas alterações decorrentes da disfunção femoropatelar e suas consequências. Pretende-se explorar as razões que determinam a fraqueza dos músculos do quadril, assim como o estudar os mecanismos envolvidos nas alterações distais, que são relevantes para a prevenção e manejo da dor femoropatelar.

#### **Objetivo da Pesquisa:**

O objetivo do estudo será investigar a influência da manutenção da postura em adução de quadril sobre a cinemática, ativação e força muscular dos membros inferiores de mulheres com dor femoropatelar e comparar com mulheres saudáveis; analisar a possível associação entre estas variáveis e a largura da pelve das participantes, bem como, entre os fatores proximais e distais que contribuem para a ocorrência da dor femoropatelar.

#### **Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Não há riscos previstos aos sujeitos da pesquisa.

#### **Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Pesquisa bem estruturada e com tema relevante para a área do pesquisador responsável.

**Endereço:** Av. Hygino Muzzi Filho, 737

**Bairro:** Campus Universitário

**UF:** SP

**Município:** MARILIA

**CEP:** 17.525-900

**Telefone:** (14)3402-1346

**E-mail:** cep@marilia.unesp.br



**UNESP - FACULDADE DE  
FILOSOFIA E CIÊNCIAS -  
CAMPUS DE MARÍLIA**



Continuação do Parecer: 2.235.705

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Todos os termos e documentos obrigatórios estão apresentados de forma adequada.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

APROVADO.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O CEP da FFC da UNESP de MARÍLIA, em reunião ordinária de 23/08/2017, após acatar o parecer do membro relator previamente aprovado para o presente estudo e atendendo a todos os dispositivos das resoluções 466/2012, 510/2016 e complementares, bem como ter aprovado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido como também todos os anexos incluídos na pesquisa, resolve APROVAR o projeto de pesquisa INVESTIGAÇÃO DOS FATORES PROXIMAIS E DISTAIS NA DOR FEMOROPATELAR

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_966531.pdf	08/08/2017 17:29:48		Aceito
Outros	autorizacao_cees.pdf	08/08/2017 17:29:06	ANGELA KAZUE MORITA	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	08/08/2017 17:25:57	ANGELA KAZUE MORITA	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.pdf	24/07/2017 17:32:07	ANGELA KAZUE MORITA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_normas_FAPESP_20P.pdf	24/07/2017 17:31:56	ANGELA KAZUE MORITA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	24/07/2017 17:31:35	ANGELA KAZUE MORITA	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Endereço:** Av. Hygino Muzzi Filho, 737  
**Bairro:** Campus Universitário  
**UF:** SP **Município:** MARÍLIA  
**Telefone:** (14)3402-1346

**CEP:** 17.525-900

**E-mail:** cep@marilia.unesp.br



UNESP - FACULDADE DE  
FILOSOFIA E CIÊNCIAS -  
CAMPUS DE MARÍLIA



Continuação do Parecer: 2.235.705

MARILIA, 23 de Agosto de 2017

---

**Assinado por:**  
**CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI**  
(Coordenador)

**Endereço:** Av. Hygino Muzzi Filho, 737  
**Bairro:** Campus Universitário  
**UF:** SP      **Município:** MARILIA  
**Telefone:** (14)3402-1346

**CEP:** 17.525-900

**E-mail:** cep@marilia.unesp.br

## ANEXO B

## ESCALA DE DOR ANTERIOR DO JOELHO (AKPS)

Em cada questão, circule a letra que melhor descreve os atuais sintomas relacionados ao seu joelho.

1. Você caminha mancando?
  - a. Não
  - b. Levemente ou de vez em quando
  - c. Constantemente
2. O seu joelho suporta o seu peso?
  - a. Apóio totalmente, sem dor
  - b. Apóio, mas sinto dor
  - c. É impossível suportar o peso
3. Ao caminhar
  - a. Não tenho limites para caminhar
  - b. Caminho mais que 2 km
  - c. Caminho entre 1 e 2 km
  - d. Não consigo
4. Ao subir / descer escadas
  - a. Não tenho dificuldade
  - b. Sinto um pouco de dor ao descer
  - c. Sinto dor ao descer e ao subir
  - d. Não consigo
5. Ao agachar
  - a. Não tenho dificuldade
  - b. Sinto dor após agachamentos repetidos
  - c. Sinto dor a cada agachamento
  - d. Somente agacho com diminuição de meu peso (me apoiando)
  - e. Não consigo
6. Ao correr
  - a. Não tenho dificuldade
  - b. Sinto dor após correr mais do que 2 km
  - c. Sinto dor leve desde o começo
  - d. Sinto dor intensa
  - e. Não consigo
7. Ao pular/saltar
  - a. Não tenho dificuldade
  - b. Tenho um pouco de dificuldade
  - c. Sinto dor constante
  - d. Não consigo
8. Ao sentar com os joelhos flexionados/dobrados por período prolongado
  - a. Não tenho dificuldade
  - b. Sinto dor para me manter sentado após ter realizado exercícios
  - c. Sinto dor constante
  - d. A dor faz com que necessite estender (esticar) os joelhos de tempos em tempos
  - e. Não consigo
9. Dor
  - a. Nenhuma
  - b. Leve e ocasional
  - c. A dor atrapalha o sono
  - d. De vez em quando é intensa
  - e. Constante e intensa
10. Inchaço (edema)
  - a. Nenhum
  - b. Após esforço intenso
  - c. Após atividades diárias
  - d. Toda noite
  - e. Constante
11. Movimentos anormais (subluxação) e doloridos da rótula (patela)
  - a. Não ocorre
  - b. Ocorre ocasionalmente durante atividades esportivas
  - c. Ocorre ocasionalmente durante atividades diárias
  - d. Já tive pelo menos um deslocamento
  - e. Já tive mais que dois deslocamentos
12. Atrofia da coxa (tamanho da coxa)
  - a. Nenhuma alteração do tamanho da coxa
  - b. Leve alteração do tamanho da coxa
  - c. Severa alteração do tamanho da coxa
13. Sente dificuldade para flexionar/dobrar o joelho?
  - a. Nenhuma
  - b. Leve
  - c. Muita