


Ronaldo Valdir Briani



**RELAÇÃO DA *LOADING RATE* DA FORÇA VERTICAL DE
REAÇÃO DO SOLO E DO MOMENTO ABDUTOR DO
JOELHO COM A DOR FEMOROPATELAR**

Presidente Prudente

2017

Ronaldo Valdir Briani

**RELAÇÃO DA *LOADING RATE* DA FORÇA VERTICAL
DE REAÇÃO DO SOLO E DO MOMENTO ABDUTOR DO
JOELHO COM A DOR FEMOROPATELAR**

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

Orientador: Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo

Presidente Prudente

2017

FICHA CATALOGRÁFICA

B86r Briani, Ronaldo Valdir.
Relação da *loading rate* da força vertical de reação do solo e do momento abdutor do joelho com a dor femoropatelar / Ronaldo Valdir Briani.
- Presidente Prudente : [s.n], 2017
57 f.

Orientador: Fábio Mícolis de Azevedo
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências e Tecnologia
Inclui bibliografia

1. Dor femoropatelar. 2. Cinética. 3. Assunto. I. Briani, Ronaldo Valdir. II. Azevedo, Fábio Mícolis. III. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências e Tecnologia. IV. Relação da *loading rate* da força vertical de reação do solo e do momento abdutor do joelho com a dor femoropatelar.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO


TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: RELAÇÃO DA LOADING RATE DA FORÇA VERTICAL DE REAÇÃO DO SOLO E DO MOMENTO ABDUTOR DO JOELHO COM A DOR FEMOROPATELAR

AUTOR: RONALDO VALDIR BRIANI

ORIENTADOR: FABIO MÍCOLIS DE AZEVEDO

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


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


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


Prof. Dr. CARLOS MARCELO PASTRE
Departamento de Fisioterapia / Faculdade de Ciências e Tecnologia de Presidente Prudente

Presidente Prudente, 12 de maio de 2017

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação à minha família.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a DEUS por me guiar a cada dia e pela família incrível que tenho.

Aos amigos do laboratório DANILO, AMANDA, DEISI, MARCELLA, MARINA, CARMEN e LILIAM pela convivência diária e a ajuda de sempre.

Obrigado Prof. FÁBIO pelos ensinamentos diários, pelos debates científicos, pelas boas risadas e por me dar a oportunidade de estar na pós-graduação.

Obrigado a todos os professores que contribuíram de alguma forma para o meu desenvolvimento.

Por fim, a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio (Processo nº 2015/00406-2 Bolsa de mestrado no país e Processo nº 2016/03262-4 Bolsa Estágio de Pesquisa no Exterior).

Sumário

RESUMO	12
ABSTRACT	13
CONTEXTUALIZAÇÃO	14
REFERÊNCIAS	16
A DISSERTAÇÃO E SUA ESTRUTURA	18
ESTUDO I	19
INTRODUÇÃO	20
MÉTODO	22
PARTICIPANTES.....	22
INSTRUMENTAÇÃO	24
PROCEDIMENTO.....	24
ANÁLISE DOS DADOS	25
CONFIABILIDADE	26
ANÁLISES ESTATÍSTICAS	26
RESULTADOS	27
DISCUSSÃO	30
IMPLICAÇÕES CLÍNICAS	32
LIMITAÇÕES	33
CONCLUSÃO	34
AGRADECIMENTOS	34
REFERÊNCIAS	34
ESTUDO II	38
INTRODUÇÃO	39
MÉTODO	40
PARTICIPANTES.....	40
INSTRUMENTAÇÃO	42
PROCEDIMENTO.....	42
PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	44
ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	44
RESULTADOS	46
DISCUSSÃO	49
LIMITAÇÕES	53

CONCLUSÃO	53
AGRADECIMENTOS	53
REFERENCIAS	53
CONSIDERAÇÕES FINAIS	57
ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O MESTRADO	58
ANEXO A – Termo de Aprovação Comitê de Ética.....	60
ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	62

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 – Dados demográficos dos participantes.....	21
Tabela 2.1 – Dados demográficos dos participantes.....	42

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Média e desvio padrão da dor auto reportada das mulheres com dor femoropatelar.....	26
Figura 1.2 – Média e desvio padrão da <i>loading rate</i> da FVRS durante a subida e descida de escada em ambas as condições.....	27
Figura 1.3 – Correlação entre o aumento da dor e da <i>loading rate</i> da FVRS durante a subida de escada.....	27
Figura 1.4 – Correlação entre o aumento da dor e da <i>loading rate</i> da FVRS durante a descida de escada.....	28
Figura 2.1 - Visão posterior e anterior do modelo biomecânico utilizado.	41
Figura 2.2 - Média e desvio padrão da dor auto reportada dos grupos dor femoropatelar e controle.....	44
Figura 2.3 – Média e desvio padrão do pico do MAJ dos grupos dor femoropatelar e controle.....	45
Figura 2.4 – Média e desvio padrão da <i>loading rate</i> do MAJ dos grupos dor femoropatelar e controle.....	45
Figura 2.5 – Correlação entre o pico do MAJ com a dor auto-reportada do mês anterior.....	46
Figura 2.6 – Correlação entre a <i>loading rate</i> do MAJ com a dor auto-reportada do mês anterior.....	46

LISTA DE ABREVIATURAS

DFP – Dor femoropatelar;

FVRS – Força vertical de reação do solo;

MAJ – Momento abductor do joelho;

ICC – Coeficiente correlação intraclasse;

SEM – Erro padrão da média;

SPSS - *Statistical Software for Social Sciences*;

EVA – Escala visual analógica;

ANOVA – Análise de variância;

RESUMO

O estudo da loading rate de alterações biomecânicas em indivíduos com dor femoropatelar (DFP) tem crescido recentemente. Justifica-se o estudo dessa variável pela sua relação com lesões degenerativas articulares de diversas articulações, principalmente do joelho. No entanto, poucos estudos foram realizados para entender a relação da loading rate de parâmetros globais, como a força vertical de reação do solo (FVRS), com a DFP. Além disso, não foram encontrados estudos que tenham investigado a loading rate de parâmetros específicos da articulação do joelho que estão relacionados com a DFP, como o momento abdutor do joelho (MAJ). Portanto, os objetivos gerais dessa dissertação foram investigar a relação da loading rate de parâmetros globais e locais com a DFP. A coleta dos dados biomecânicos foi feita durante os gestos de subida e descida escada, antes e após a aplicação de um protocolo de sobrecarga. Esse protocolo consistiu de 15 subidas e descidas de escada com 35% do peso corporal alocado em uma mochila e com ritmo demarcado por um metrônomo (96 degraús/min). A dor auto-reportada das participantes também foi obtida tanto antes quanto após o protocolo de sobrecarga. Também foi solicitado que as participantes reportassem a dor referente ao mês anterior. No geral, nossos resultados mostraram relação entre a loading rate da FVRS e do MAJ com a DFP. Portanto, intervenções específicas devem ser aplicadas nessa população com o intuito de corrigir essas alterações e, conseqüentemente, diminuir a dor.

Palavras chaves: Dor femoropatelar; cinética; momentos articulares.

ABSTRACT

The study of the loading rate of biomechanical alterations in individuals with patellofemoral pain (PFP) has increased recently. One justify the study of this variable because of its relation with articular degenerative injuries, mainly at the knee. However, few studies have been done to understand the relation between the loading rate of the vertical ground reaction force (VGRF) and PFP. In addition, no studies were found in order to investigate the loading rate of specific parameters at the knee joint that are related to the PFP, such as the knee abductor moment (KAM). Therefore, the aims of this dissertation were to investigate the relation between the loading rate of local and global parameters with PFP. Data collection was performed during stair ascent and descent , before and after a loading protocol. The protocol consisted of 15 stair ascent and descent trials with 35% of the body weight allocated in a backpack. The rhythm was controlled by a metronome at 96 steps/min. Self-reported pain was obtained before and after the loading protocol. The average pain level at the last month was also obtained before data collection. In general, our results showed a relation between the loading rate of the VGRF and KAM with PFP. Therefore, interventions should be applied in order to correct these alterations and, consequently, decrease pain.

Keywords: Patellofemoral pain; kinetics; articular moments.

CONTEXTUALIZAÇÃO

A dor femoropatelar (DFP) é definida como dor nas regiões anterior ou peripatelar de início insidioso sem associação com doenças e/ou traumas, ou seja, idiopática ¹. Os sintomas são exacerbados por atividades que aumentam as forças compressivas na articulação femoropatelar tais como agachamento, subida e descida de escada, permanecer sentado por tempo prolongado e corrida ¹. Muitos indivíduos com DFP apresentam dor crônica ou recorrente e, conseqüentemente, reduzem sua participação em atividades esportivas e até mesmo em atividades de vida diária, afetando diretamente a qualidade de vida ¹. A DFP é considerada um “enigma ortopédico”, e uma das desordens musculoesqueléticas mais desafiadoras para se gerenciar ².

Dentre as diversas disfunções da articulação do joelho, a DFP é a mais comumente encontrada em clínicas ortopédicas ³ e está presente em cerca de 13% das mulheres com idade entre 18 e 35 anos ⁴. Estima-se que a incidência da DFP seja de 22/1000 pessoas-ano, sendo que as mulheres são 2,23 vezes mais acometidas que os homens ³. Em um estudo retrospectivo com 2002 corredores que apresentavam alguma desordem musculoesquelética, a DFP foi a mais comum acometendo 331 (16.5%) corredores ⁵. Apesar da sua alta incidência, a etiologia da DFP permanece desconhecida. É consenso que a DFP tenha etiologia multifatorial, sendo dividida em desarranjos biomecânicos de três fatores: proximais (tronco e quadril), locais (joelho) e distais (tornozelo e pé) ao joelho ¹. No entanto, as evidências existentes até o momento não explicam a desordem em sua totalidade ⁶.

Diversos estudos foram realizados com o intuito de investigar a presença de parâmetros biomecânicos alterados nessa população ⁷. Dentre eles, atenção

foi dada as forças externas e internas geradas por indivíduos com DFP durante a realização de movimentos, principalmente focando na alteração da magnitude desses parâmetros ^{8,9}. No entanto, de acordo com os estudos clássicos realizados por Radin e colaboradores ¹⁰⁻¹², a magnitude de uma alteração nem sempre é a responsável por processos lesivos. Alterações na taxa com que uma carga é aplicada (*loading rate*) pode ser tão lesivo quanto alterações em sua magnitude absoluta ¹³. Considerando esse fato, estudos foram realizados e observaram que altas *loading rates* da força vertical de reação do solo (FVRS) estão associadas ao desenvolvimento de desordens degenerativas articulares ¹⁴. Além disso, um estudo prospectivo evidenciou que um em cada três indivíduos assintomáticos que desenvolverá osteoartrite de joelho no futuro está exposto a elevadas *loading rates* da FVRS durante a marcha ¹⁰.

Recentemente, estudos na área da DFP têm procurado entender a contribuição de altas *loading rates*, principalmente da FVRS, no desenvolvimento dessa desordem ¹⁵⁻¹⁸. Entretanto, ainda pouco se sabe sobre a relação da *loading rate* da FVRS com a dor de indivíduos com DFP (Estudo I). Além disso, ao meu conhecimento, nenhum estudo investigou a *loading rate* de parâmetros específicos do joelho nessa população. Uma vez que estudos recentes encontraram maiores picos do momento abductor do joelho em indivíduos com DFP ^{7,19}, e até o sugeriram como possível fator de risco para o desenvolvimento da DFP ²⁰, investigar a *loading rate* desse momento pode trazer informações adicionais importantes para o entendimento da mesma (Estudo II). Portanto, considerando as questões levantadas, estudos foram desenvolvidos e serão apresentados nesta dissertação.

REFERÊNCIAS

1. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome. *Br J Sports Med.* 2016. doi:10.1136/bjsports-2016-096268.
2. Dye S. The pathophysiology of patellofemoral pain. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;(436):100-110.
3. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;20(5):725-730. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x.Gender.
4. Roush JR, Bay RC. Prevalence of anterior knee pain in 18-35 year-old females. *Int J Sports Phys Ther.* 2012;7(4):396-401.
5. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med.* 2002;36:95-102. doi:10.1136/bjism.36.2.95.
6. Crossley KM, Callaghan MJ, van Linschoten R. Patellofemoral pain. *Br Med J.* 2015;251. doi:10.1136/bmj.h3939.
7. Weiss K, Whatman C. Biomechanics Associated with Patellofemoral Pain and ACL Injuries in Sports. *Sport Med.* 2015;45(9):1325-1337. doi:10.1007/s40279-015-0353-4.
8. Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(10):906-912. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11733129>.
9. Dierks T a, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and Distal Influences on Hip and Knee Kinematics in Runners With Patellofemoral Pain Syndrome During a Prolonged Run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(8):448-456. doi:10.2519/jospt.2008.2490.
10. Radin EL EL, Yang KKH, Riegger C, Kish VVL, O'Connor JJJ. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Orthop Res.* 1991;9(3):398-405. doi:10.1002/jor.1100090312.
11. Radin EL, Burr DB, Caterson B, Fyhrie D, Brown TD, Boyd RD. Mechanical Determinants of Osteoarthritis. *Semin Arthritis Rheum.* 1991;21(3):12-21.
12. Radin E, Whittle M, Yang K. The heelstrike transient, its relationship with the angular velocity of the shank, and effects of quadriceps paralysis. In: *Advances in Bioengineering.* New York: American Society of Mechanical Engineering. ; 1986:121-123.
13. Lukoschek M, Schaffler M, Burr D, Boyd R, Radin E. Synovial membrane and cartilage changes in experimental osteoarthritis. *J Orthop Res.* 1988;6(4):475-492.
14. Ewers BJ, Jayaraman VM, Banglmaier RF, Haut RC. Rate of blunt impact loading affects changes in retropatellar cartilage and underlying bone in the rabbit patella. *J Biomech.* 2002;35(6):747-755. doi:10.1016/S0021-9290(02)00019-2.
15. Esculier JF, Bouyer LJ, Roy JS. The Effects of a Multimodal Rehabilitation Program on Symptoms and Ground-Reaction Forces in Runners With Patellofemoral Pain Syndrome. *J Sport Rehabil.* 2016;25(1):23-30. doi:10.1123/jsr.2014-0245.
16. Chueng RT, Davis IS. Landing Pattern Modification to Improve Patellofemoral Pain in Runners: A Case Series. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41(12):914-919. doi:10.2519/jospt.2011.3771.
17. DeOliveiraSilva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, de Azevedo FM. Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with

patellofemoral pain. *Clin Biomech.* 2015;30(9):971-975.
doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.06.021.

18. De Oliveira Silva D, Briani R, Pazzinatto M, Ferrari D, Aragão F, Azevedo F De. Vertical ground reaction forces are associated with pain and self-reported functional status in recreational athletes with patellofemoral pain. *J Appl Biomech.* 2015;31(6):409-414.
19. Aminaka N, Pietrosimone BG, Armstrong CW, Meszaros A, Gribble P a. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(4):645-651. doi:10.1016/j.jelekin.2011.03.007.
20. Myer GD, Ford KR, Di Stasi SL, Foss KDB, Micheli LJ, Hewett TE. High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? *Br J Sports Med.* 2015;49(2):118-122. doi:10.1136/bjsports-2013-092536.

A DISSERTAÇÃO E SUA ESTRUTURA

Esta dissertação é composta por dois artigos originais, dentro do tema “Dor Femoropatelar”. No primeiro estudo, **“Associação entre o aumento da *loading rate* da força vertical de reação do solo e o nível de dor após um protocolo de sobrecarga em mulheres com dor femoropatelar”**, foi investigado se o aumento da *loading rate* do contato inicial ao primeiro pico da força vertical de reação do solo está associado com o aumento da dor em mulheres com DFP após um protocolo de sobrecarga. Devido aos resultados encontrados relacionados à *loading rate* da FVRS e sua influência nos momentos internos articulares, optou-se pela elaboração de um segundo estudo investigando esse parâmetro em uma importante variável cinética específica da articulação do joelho, o momento abdutor do joelho. Este estudo é intitulado **“Comparação do pico e da *loading rate* do momento abdutor do joelho de mulheres com e sem dor femoropatelar e sua relação com a dor”**.

**ASSOCIAÇÃO ENTRE O AUMENTO DA *LOADING RATE* DA FORÇA
VERTICAL DE REAÇÃO DO SOLO E O NÍVEL DE DOR APÓS UM
PROTOCOLO DE SOBRECARGA EM MULHERES COM DOR
FEMOROPATELAR**

Artigo submetido no periódico The Knee (Fator de Impacto JCR 1,44)

INTRODUÇÃO

A dor femoropatelar (DFP) é uma desordem musculoesquelética comum que acomete homens, mulheres e adolescentes, embora mulheres tenham 2.23 vezes mais chances de desenvolver DFP do que homens ¹. Estudos prévios ainda sugerem que a DFP pode ser precursora do subsequente desenvolvimento de osteoartrite de joelho ^{2,3}. A DFP é caracterizada por dor ao redor e atrás da patela e é agravada por atividades que causem altas e repetitivas forças compressivas na articulação femoropatelar tais quais subir e descer escadas, agachar-se e correr ^{4,5}. Embora essa desordem acometa de 25% a 40% de toda a população que refira dor no joelho ⁶, sua causa permanece desconhecida ⁷.

Acredita-se que etiologia da DFP seja o resultado de elevada sobrecarga na articulação femoropatelar e alterações na biomecânica do membro inferior ⁸, incluindo alterações na força vertical de reação do solo (FVRS) ⁹⁻¹¹. A FVRS durante a descarga de peso na marcha produz ondas de estresse que são transmitidas pela cadeia cinética do membro inferior ¹². Essas ondas de estresse podem ser lesivas quando aplicadas em curtos períodos de tempo ¹³. Uma vez que o tecido humano é viscoelástico, sua resposta a cargas é tempo dependente (*loading rates*) e mais susceptível a lesões quando submetido à altas *loading rates*. Como tal, estudos investigaram e encontraram associação entre altas *loading rates* da FVRS e processos de degeneração articular ^{13,14}. Interessantemente, indivíduos com DFP exibem maiores *loading rates* da FVRS comparado à indivíduos saudáveis durante a subida de escada ^{9,10}. No entanto, não há estudos na literatura que tenham investigado a associação

entre o concomitante aumento da dor e da *loading rate* da FVRS de indivíduos com DFP ⁹.

Maiores *loading rates* da FVRS em mulheres com DFP comparadas à controles foram explicadas por alterações cinemáticas do joelho ⁹. A flexão de joelho reduzida durante atividades funcionais foi encontrada em mulheres com DFP e, embora seja uma estratégia compensatória lógica para diminuir a dor no joelho, também pode prejudicar os mecanismos de absorção de impacto do membro inferior e, dessa forma, resultar em elevadas *loading rates* da FVRS ^{9,10}. Portanto, parece haver uma relação direta entre o nível de dor no joelho e *loading rates* da FVRS (i.e. quanto maior a dor, maior a *loading rate* da FVRS) ¹⁰, entretanto, essa hipótese foi pouco estudada. Nessa linha de pensamento, intervenções com o objetivo de reduzir a dor e a *loading rate* da FVRS podem ter um papel importante no contexto da DFP ^{11,15}.

Ao nosso conhecimento, apenas um estudo investigou e encontrou associação entre o nível de dor e maiores *loading rates* do primeiro pico da FVRS de mulheres com DFP em comparação à controles ¹⁰. No entanto, os autores usaram apenas a dor auto reportada do mês anterior no modelo de correlação e, portanto, permanece desconhecido a relação imediata entre a dor no joelho e *loading rates* da FVRS. Não há investigações se a *loading rate* da FVRS muda imediatamente quando em presença da dor, o que pode ser uma questão importante uma vez que indivíduos com DFP apresentam característica intermitentes de dor ¹⁶. Investigar se indivíduos com DFP apresentaria diferentes padrões de movimento quando em presença de dor seria interessante para entender o comportamento dessa desordem. Como um protocolo de sobrecarga foi recentemente proposto e foi eficaz aumentar a dor

de mulheres com DFP ^{16,17}, a sua aplicação pode ser utilizada para aumentar o nível de dor de mulheres com DFP e observar o comportamento da *loading rate* da FVRS.

Neste contexto, os objetivos desse estudo foram investigar os efeitos imediatos do protocolo de sobrecarga na dor e *loading rate* da FVRS e, observar se existe associação entre a modificação de ambos durante a subida e descida de escada. Tem-se como hipóteses do estudo: i) o aumento mútuo no nível de dor e *loading rates* da FVRS durante os gestos de subida e descida de escada; ii) e a associação entre essas duas variáveis.

MÉTODO

PARTICIPANTES

Trinta e quatro mulheres foram recrutadas por meio de propagandas na universidade, parques e academias (dados demográficos estão apresentados na tabela 1.1). Apenas mulheres foram incluídas devido à alta prevalência de DFP nessa população ¹. Além disso, nós assumimos que incluir ambos os sexos poderia ser um viés uma vez que homens e mulheres apresentam diferentes padrão de movimento ¹⁸. Baseado em cálculos feitos com o *software Statistical Software for Social Sciences* (SPSS) versão 18.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, USA) com dados de De Oliveira Silva et al. ¹⁰, um tamanho amostral de 29 mulheres foi indicado para um valor de $r = .56$, com um poder de 80% e nível de significância de 5%. Antes das coletas de dados todos os participantes assinaram o termo de consentimento, uma vez que o protocolo experimental foi aprovado pelo comitê de ética da Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho” (306.729).

Tabela 1.1 - Dados demográficos dos participantes.

Parâmetros	
Idade (anos)	22.6 (2.1)
Altura (m)	1.65 (0.10)
Massa (kg)	70.2(7.7)
Nível de atividade física (MET·min·wk ⁻¹)	4281.6 (478.6)
Sintomas bilaterais/unilaterais (número de participantes)	5/29

O diagnóstico da DFP foi confirmado seguindo o consenso de dois clínicos experiente (> 5 anos de experiência) e baseado em definições usadas em estudos prévios ^{19,20}. Os critérios de inclusão foram (1) dor anterior no joelho em pelo menos duas das seguintes atividades: ficar sentado por tempo prolongado, agachar, ajoelhar, correr, subir e descer escadas e saltar; (2) dor durante palpação patelar; (3) sintomas de início insidioso e duração de pelo menos um ano; (4) pior nível de dor no mês anterior de pelo menos 3 cm na escala visual analógica (EVA) de 10 cm; e (5) dois ou mais sinais clínicos positivos nos seguintes testes: Sinal de Clarke, teste de McConnell, compressão de Noble e teste de Waldron. Os participantes deveriam apresentar todos os 5 requisitos para serem incluídos no estudo. A presença de qualquer uma das seguintes condições foi cuidadosamente avaliada como critério de não inclusão: eventos de subluxação ou deslocamento patelar, processo inflamatório no membro inferior, lesão no tendão patelar ou meniscos, bursite, lesão de ligamentos ou presença de doenças neurológicas. Aqueles que foram submetidos à cirurgia no joelho; ou uso de esteroides orais,

tratamento com opióides, acupuntura ou fisioterapia nos últimos 6 meses também não foram incluídos do estudo.

INSTRUMENTAÇÃO

A coleta de dados incluiu a avaliação cinética do membro inferior sintomático de cada participante (aqueles com sintomas unilaterais) ou no membro mais sintomático (naqueles com sintomas bilaterais) durante subida e descida de escada. O desenho experimental do estudo continha uma escada de 7 degraus, cada degrau com 28 cm de profundidade e 18 cm de altura, com uma passarela de 2 metros no começo e no fim da mesma ⁷. Uma plataforma de força (Bertec Corporation, Columbus, OH, modelo FP4060) foi posicionada no centro do quarto degrau e usada para obter os dados da FVRS com frequência de amostragem de 2000Hz. Para garantir o padrão natural de subida e descida de escada, as participantes não foram informadas sobre a plataforma de força, que foi recoberta por um tecido emborrachado, tornando impossível a distinção da plataforma de força dos outros degraus. A dor das participantes foi avaliada usando a EVA de 10 cm. O lado extremo esquerdo da EVA indicava “nenhuma dor” enquanto que o lado extremo direito indicava “pior dor imaginável”. As participantes traçaram uma linha imaginária na posição que mais descrevia sua dor no momento. Essa escala é validada e confiável para avaliar mulheres com DFP ²¹.

PROCEDIMENTO

A coleta desse estudo foi realizada em 4 dias separados (2 dias de condição 1 e dois dias de condição 2, em ordem aleatória), com um intervalo de 5 dias entre as coletas de dados, a fim de permitir a análise de confiabilidade e não gerar influências entre protocolos. Um *software* de aleatorização foi utilizado para cada participante gerar uma ordem aleatória de

4 números (sendo os números 1 e 2 o primeiro e segundo dias da condição 1; 3 e 4 o primeiro e segundo dias da condição 2), aleatorizando, portanto, as condições e os dias. Na condição 1, logo após chegar no laboratório, todas as participantes foram questionadas quanto à sua dor no joelho pela EVA, indicando a quantidade de dor que estavam sentindo naquele momento. Em seguida, cada participante foi orientada a realizar 5 repetições de subida e descida de escada (total de 10).

Na condição 2, antes das participantes classificarem sua dor, elas foram submetidas à um protocolo de sobrecarga da articulação femoropatelar para exacerbar seus sintomas ¹⁶. O protocolo envolve uma escada com sete degraus, e consiste em 15 subidas e descidas com carga externa de 35% do peso corporal transportado em uma mochila ¹⁶. Um metrônomo foi usado em 96 passos/minuto para padronizar o ritmo das subidas e descidas ¹⁶. Briani et al. ¹⁷ testou e encontrou que o protocolo de sobrecarga não gerou fadiga muscular em mulheres com DFP. Após a aplicação do protocolo, o mesmo procedimento da condição 1 foi realizado. As participantes foram solicitadas para evitar tomar medicamentos durante e entre as avaliações, bem como alterar hábitos comuns e níveis de atividade física.

ANÁLISE DOS DADOS

Cada tentativa foi filtrada com um filtro passa-baixa Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 10 Hz ²³. O parâmetro de interesse foi a média da *loading rate* do contato inicial até o primeiro pico da FVRS. A média da *loading rate* da FVRS foi escolhida porque é o método de cálculo da *loading rate* mais frequentemente encontrado nos estudos em DFP ^{9-11,15}. A *loading rate* foi calculada entre 20% e 80% do período entre o apoio do pé e o

primeiro pico da FVRS, e o cálculo da *loading rate* foi a variação total na FVRS dividido pela variação total no tempo desse período ¹². A média de 5 tentativas foi usada para a análise estatística.

CONFIABILIDADE

De forma a garantir a consistência dos resultados, a reprodutibilidade da variável de interesse foi analisada em ambas as condições, com e sem o protocolo de sobrecarga, considerando toda a amostra. Para uma medida relativa de confiabilidade, o Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) (intervalo de confiança) modelo 2k foi usado e o erro padrão da média (SEM) foi usado para expressar a precisão da medida em valores absolutos. Para melhor interpretação do SEM, os valores também foram expressados como porcentagem da média. Para a condição 1, os valores de ICC e SEM durante descida de escada foram 0.86 (0.68; 0.93) e 0.28 (7%); e durante subida de escada foram 0.93 (0.86; 0.97) e 0.31 (8%), respectivamente. Da mesma forma, para a condição 2, os valores de ICC e SEM durante descida de escada foram 0.88 (0.81; 0.90) e 0.31 (7.8%); e durante subida de escada eles foram 0.78 (0.76; 0.82) e 0.34 (9.7%), respectivamente. Portanto, em ambas as condições, a *loading rate* do primeiro pico da FVRS mostrou reprodutibilidade satisfatória.

ANÁLISES ESTATÍSTICAS

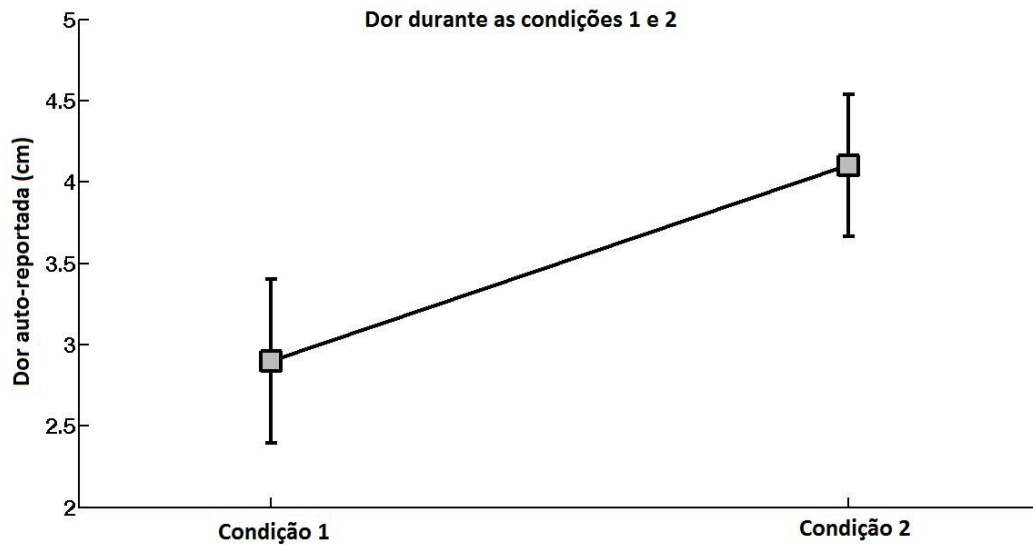
Todas as análises foram realizadas utilizando o *software Statistical Package for the Social Sciences* (version 18.0, SPSS, INC., Chicago, IL) com um nível de significância de 0.05. A homogeneidade e a normalidade dos dados foram testadas usando os testes Levene e Shapiro-Wilk, respectivamente. Devido aos adequados valores de confiabilidade, os dados utilizados para análises subsequentes foram aleatoriamente selecionados de

um dia de cada condição. Teste t dependente foi usado para comparar o nível de dor auto reportada entre ambas condições. O tamanho de efeito foi calculado e interpretado de acordo com Cohen ²². Também, uma análise de variância 2x2 (ANOVA) foi utilizada para comparar a *loading rate* da FVRS antes e após o protocolo de sobrecarga (efeito do tempo) e entre as tarefas de subida e descida de escada (efeito da tarefa). O teste post hoc de Bonferroni foi realizado para comparações de pares quando apropriado. Os dados reportados da ANOVA foram os valores F (com graus de liberdade), valores de p e de eta squared (η^2). Uma matriz de correlação de Pearson foi usada para examinar a relação entre o aumento na *loading rate* da FVRS e o nível de dor. Para essa proposta, a variação do escore da condição 1 para a condição 2 foi usada no modelo de correlação (isto é, Condição 1 – Condição 2 = variação do escore). Portanto, valores positivos indicam maiores valores na condição 1 e valores negativos indicam maiores valores na condição 2.

RESULTADOS

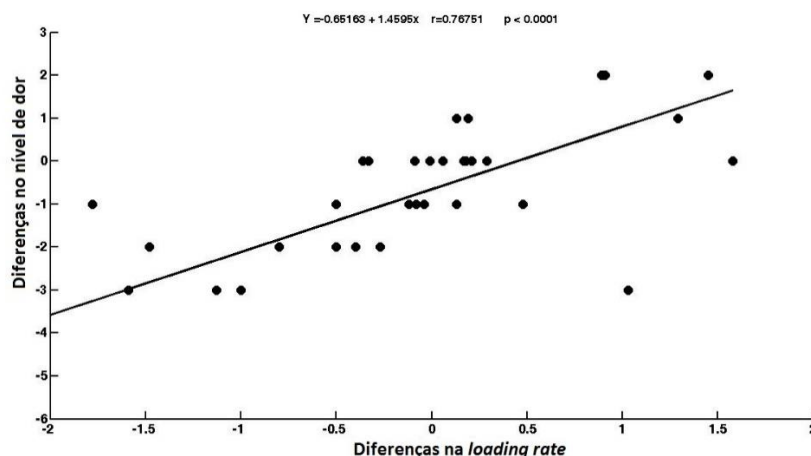
O nível de dor auto reportada foi significativamente maior na condição 2 (4.1 ± 1.9 cm) comparado à condição 1 (2.9 ± 2.2 cm), com elevado tamanho de efeito ($t_{(33)} = -3.296$, $p = 0.002$, $d = -4.72$) (Figura 1.1).

Figura 1.1 - Média e desvio padrão da dor auto reportada das mulheres com dor femoropatelar.



Os resultados relevaram efeitos significantes da tarefa ($F_{(1,33)} = 140.797$, $p = 0.000$, $\eta^2 = 0.68$) e efeitos do tempo ($F_{(1,33)} = 26.464$, $p = 0.000$, $\eta^2 = 0.28$), porém sem interação ($F_{(2,66)} = 2.340$, $p = 0.131$, $\eta^2 = 0.03$). As *loading rates* da FVRS foram significativamente maiores na condição 2 (4.0 ± 0.6 N/s) comparado à condição 1 (3.6 ± 0.5 N/s) durante subida de escada ($p = 0.005$) e durante descida de escada (Condição 1 = 6.3 ± 1.1 N/s; Condição 2 = 7.0 ± 1.4 N/s) ($p = 0.01$) (Figura 1.2). Além disso, as *loading rates* da FVRS foram maiores durante descida de escada comparado com a subida de escada em ambas condições.

Figura 1.4 - Correlação entre o aumento da dor e da *loading rate* da FVRS durante a descida de escada.



Nota: Os dados de 2 participantes estão sobrepostos.

DISCUSSÃO

Após o protocolo de sobrecarga a dor no joelho foi significativamente maior nas mulheres com DFP, o que foi acompanhado por aumento da *loading rate* da FVRS durante a subida e descida de escada. Maiores valores da *loading rate* da FVRS foram encontrados durante a descida de escada comparado à subida de escada durante ambas as condições. Correlações positivas foram também encontradas entre o aumento de ambas, dor e *loading rate* da FVRS, durante a subida e descida de escada.

Nossos resultados corroboram com Chueng et al ¹¹ e Esculier et al ¹⁵, que encontraram associação entre a diminuição do nível de dor após reabilitação e redução da *loading rate* da FVRS durante a corrida em mulheres com DFP. Interessantemente, Esculier et al ¹⁵ encontrou que as mulheres com DFP que não reportaram melhoras dos seus sintomas não foram capazes de reduzir a *loading rate* da FVRS. Adicionalmente, uma correlação significativa foi encontrada por Esculier et al ¹⁵ entre a redução na *loading rate* instantânea da FVRS e melhora da função de mulheres com DFP. Embora haja diferença nos

métodos de cálculo da *loading rate* entre o estudo de Esculier e o presente estudo (*loading rate* instantânea e média da *loading rate*, respectivamente), ambos os métodos são similares e amplamente utilizados no estudo da sobrecarga dos membros inferiores ^{11,23}. Portanto, parece existir uma importante relação entre elevadas *loading rates* da FVRS e DFP, o que deveria ser foco de intervenções específicas.

Biomecanicamente, a relação entre elevadas *loading rates* da FVRS e dor é plausível. É provável que altas *loading rates* da FVRS podem estar relacionadas com o aumento de *loading rates* na articulação femoropatelar ^{11,24}. Forças repetitivas de alto impacto ineficazmente atenuadas podem comprometer as estruturas articulares do membro inferior e contribuir para lesões por sobrecarga, como a DFP ²⁵. Têm-se sugerido que indivíduos com DFP podem apresentar distribuição de carga repetitiva e anormal sobre a membrana sinovial, coxim de gordura infrapatelar, retináculo e osso subcondral ²⁵. Dye ²⁶ sugeriu que alterações na distribuição de cargas produzem mudanças mecânicas e químicas no joelho. Essas mudanças podem ativar a atividade nociceptiva que leva a DFP ²⁶. No entanto, ainda permanece incerto a relação causa/efeito entre a *loading rate* elevada da FVRS e a DFP.

Os achados de De Oliveira Silva et al. ¹⁰ também corroboram com os nossos, uma vez que o mesmo reportou que a dor foi positivamente correlacionada com a *loading rate* da FVRS, indicando que altos níveis de dor estão correlacionados com altos valores de *loading rate* da FVRS. Os músculos glúteo médio, glúteo máximo e vastos medial e lateral exercem importante função de absorção de impacto, principalmente na primeira metade da fase de apoio ²⁶. Uma vez que estudos encontram alterações na funcionalidade desses

músculos em indivíduos com DFP ^{19,27,28}, faz sentido que a *loading rate* do primeiro pico da FVRS esteja alterada e se relacione com a dor. É importante ressaltar que a correlação entre o nível de dor e a *loading rate* da FVRS foi maior na descida de escada do que na subida de escada. Os maiores valores da *loading rate* da FVRS na descida de escada comparado à subida de escada pode explicar esse resultado. Conforme demonstrado por Brechter and Powers ²⁹, menor angulação de flexão de joelho no momento do primeiro pico da FVRS foi encontrado na descida de escada comparado à subida de escada em indivíduos com DFP, o que contribui para a *loading rate* aumentada da FVRS ⁹.

IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Programas de reabilitação focados no retreinamento da marcha, usando feedback visual ²³ ou verbal ^{11,15}, parecem ser eficazes na redução da *loading rate* da FVRS e dos sintomas de mulheres com DFP. Uma simples atividade de orientação para “reduzir o ruído” e ativamente modificar os padrões descarga de peso para o apoio com médiopé ou antepé durante subidas e descidas de escada pode causar melhoras significantes na dor, função e também reduzir a *loading rate* da FVRS, como tem sido mostrado na corrida ^{11,15}. Como subidas e descidas de escada são atividades realizadas constantemente na vida diária e, de acordo com nossos resultados, executá-las de maneira incorreta pode ser prejudicial para a articulação do joelho, outros estudos devem ser realizados para investigar o efeito do treino dessas atividades na dor e na biomecânica de indivíduos com DFP. Estudos mostram que subidas e descidas de escada são atividades vigorosas que podem trazer muitos benefícios à saúde ^{30,31}, portanto, aprender a diminuir a *loading rate* da FVRS durante essas atividades pode proporcionar aumento no nível de atividade física sem aumentar a dor em mulheres com DFP. Adicionalmente, estudos têm também sugerido

intervenções para reestabelecer a flexão de joelho reduzida (por exemplo, fortalecimento, alongamento, *bracing* de joelho) devido à relação da flexão de joelho com o aumento da *loading rate* da FVRS^{9,10}. Portanto, baseado nos resultados do presente estudo e anteriores^{11,15,23}, intervenções que objetivem a redução da *loading rate* da FVRS são importantes no contexto da DFP.

LIMITAÇÕES

Este estudo possui algumas limitações que devem ser reconhecidas. Primeiramente, a amostra incluiu apenas mulheres. Embora esse subgrupo seja importante para estudar por ser o mais propenso a sofrer DFP, os resultados não podem ser generalizados para toda a população de pessoas com DFP. Segundo, por este estudo ser de caráter transversal, não é possível diferenciar entre causa e efeito a relação encontrada entre a *loading rate* da FVRS e a dor. Em terceiro, nós incluímos no estudo mulheres com sintomas unilaterais e bilaterais e, embora não seja crítico pois apenas 15% da amostra apresentou sintomas bilaterais, a dor no membro não testado pode ter influenciado o valor da *loading rate* da FVRS testada no membro durante descida de escada. A diminuição do momento externo extensor do joelho do membro não testado pode influenciar a aceitação do peso do membro testado durante a descida da escada. Por fim, uma vez que nós investigamos apenas subidas e descidas de escada, os resultados não podem ser generalizados para outras atividades. Outras pesquisas de caráter prospectivo são necessárias para avaliar se a *loading rate* aumentada da FVRS é a causa ou consequência da DFP.

CONCLUSÃO

O protocolo de sobrecarga aumenta o nível de dor e a *loading rate* da FVRS durante subida e descida de escada. Também, há associação entre o aumento da *loading rate* da FVRS e o aumento da dor tanto na subida quanto na descida de escada.

AGRADECIMENTOS

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo financiamento (2014/24939-7) e bolsa de estudos (2015/00406-2). A agência de fomento não desempenhou nenhum papel na execução, análise e interpretação dos dados ou na escrita do estudo.

REFERÊNCIAS

1. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(5):725-730. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x.
2. Wyndow N, Collins N, Vicenzino B, Tucker K, Crossley K. Is There a Biomechanical Link Between Patellofemoral Pain and Osteoarthritis? A Narrative Review. *Sports Med*. 2016. doi:10.1007/s40279-016-0545-6.
3. Thomas MJ, Wood L, Selfe J, Peat G. Anterior knee pain in younger adults as a precursor to subsequent patellofemoral osteoarthritis: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010;11:201. doi:10.1186/1471-2474-11-201.
4. De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, et al. Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain. *Clin Biomech*. 2015;30(2):144-148. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.12.009.
5. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome. *Br J Sports Med*. 2016. doi:10.1136/bjsports-2016-096268.
6. Fagan V, Delahunt E. Patellofemoral pain syndrome: a review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options. *Br J Sports Med*. 2008;42(10):789-795. doi:10.1136/bjism.2008.046623.

7. De Oliveira Silva D, Magalhães FH, Pazzinatto MF, et al. Contribution of altered hip, knee and foot kinematics to dynamic postural impairments in females with patellofemoral pain during stair ascent. *Knee*. 2016;23(3):376-381. doi:10.1016/j.knee.2016.01.014.
8. De Oliveira Silva D, Barton CJ, Pazzinatto MF, Briani RV, de Azevedo FM. Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics. *Clin Biomech*. 2016;35:56-61. doi:10.1016/j.clinbiomech.2016.04.009.
9. De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, de Azevedo FM. Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with patellofemoral pain. *Clin Biomech*. 2015;30(9):971-975. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.06.021.
10. De Oliveira Silva D, Briani R, Pazzinatto M, Ferrari D, Aragão F, Azevedo F De. Vertical ground reaction forces are associated with pain and self-reported functional status in recreational athletes with patellofemoral pain. *J Appl Biomech*. 2015;31(6):409-414.
11. Chueng RT, Davis IS. Landing Pattern Modification to Improve Patellofemoral Pain in Runners: A Case Series. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011;41(12):914-919. doi:10.2519/jospt.2011.3771.
12. Collins JJ, Whittle MW. Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clin Biomech*. 1989;4(3):179-187. doi:10.1016/0268-0033(89)90023-5.
13. Radin EL, Yang KKH, Riegger C, Kish VVL, O'Connor JJJ. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Orthop Res*. 1991;9(3):398-405. doi:10.1002/jor.1100090312.
14. Ewers BJ, Jayaraman VM, Banglmaier RF, Haut RC. Rate of blunt impact loading affects changes in retropatellar cartilage and underlying bone in the rabbit patella. *J Biomech*. 2002;35(6):747-755. doi:10.1016/S0021-9290(02)00019-2.
15. Esculier JF, Bouyer LJ, Roy JS. The Effects of a Multimodal Rehabilitation Program on Symptoms and Ground-Reaction Forces in Runners With Patellofemoral Pain Syndrome. *J Sport Rehabil*. 2016;25(1):23-30. doi:10.1123/jsr.2014-0245.
16. Pazzinatto MF, De Oliveira Silva D, Barton CJ, Rathleff MS, Briani RV, Azevedo FM. Female adults with patellofemoral pain are characterized by widespread hyperalgesia, which is not affected immediately by patellofemoral joint loading. *Pain Med*. 2016;17(10):1953-1961. doi:10.1093/pm/pnw068.
17. Briani R V., Pazzinatto MF, Silva DO, Azevedo FM. Different pain responses to distinct levels of physical activity in women with patellofemoral pain. *Brazilian J Phys Ther*. 2017. doi:10.1016/j.bjpt.2017.03.009.
18. Willy RW, Manal KT, Witvrouw E, Davis IS. Are mechanics different between male and female runners with patellofemoral pain? *Med Sci Sport Exerc*.

- 2012;44(11):2165-2171. doi:10.1249/MSS.0b013e3182629215.
19. Briani RV, de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, Ferreira AS, Ferrari D, de Azevedo FM. Delayed onset of electromyographic activity of the vastus medialis relative to the vastus lateralis may be related to physical activity levels in females with patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016;26(1):137-142. doi:10.1016/j.jelekin.2015.10.012.
 20. De Oliveira Silva D, Magalhães FH, Faria NCS, et al. Lower amplitude of H-reflex in females with patellofemoral pain: Thinking beyond proximal, local and distal factors. *Arch Phys Med Rehabil.* 2016;97(7):1115-1120. doi:10.1016/j.apmr.2015.12.017.
 21. Crossley KM, Bennell KL, Cowan SM, Green S. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(5):815-822. doi:10.1016/S0003-9993(03)00613-0.
 22. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. *New York Routledge.* 1988;2.
 23. Crowell HP, Davis IS. Gait Retraining to Reduce Lower Extremity Loading in Runners. *Clin Biomech.* 2011;26(1):78-83. doi:10.1126/scisignal.2001449.Engineering.
 24. Lenhart RL, Thelen DG, Wille CM, Chumanov ES, Heiderscheit BC. Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(3):557-564. doi:10.1249/MSS.0b013e3182a78c3a.
 25. Harrison A, Ford K, Myer G, Hewett T. Sex differences in force attenuation: a clinical assessment of single-leg hop performance on a portable force plate. *Br J Sports Med.* 2011;45(3):198-202. doi:10.1038/nature13314.A.
 26. Dye S. The pathophysiology of patellofemoral pain. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;(436):100-110.
 27. Briani RV, de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, et al. Comparison of frequency and time domain electromyography parameters in women with patellofemoral pain. *Clin Biomech.* 2015;30(3):302-307. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.12.014.
 28. Nakagawa TH. 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. doi:10.2519/jospt.2012.3987.
 29. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture.* 2002;16(2):115-123. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12297253>.
 30. Teh KC, Aziz AR. Heart rate, oxygen uptake, and energy cost of ascending and descending the stairs. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(4):695-699. doi:10.1097/00005768-200204000-00021.
 31. Basset DR, Vachon JA, Kirkland AO, Howley ET, Duncan GE, Johnson KR. Energy

cost of stair climbing and descending on the college alumnus questionnaire.
Med Sci Sport Exerc. 1997;29(9):1250-1254.

COMPARAÇÃO DO PICO E DA *LOADING RATE* DO MOMENTO ABDUTOR DO JOELHO DE MULHERES COM E SEM DOR FEMOROPATELAR E SUA RELAÇÃO COM A DOR

INTRODUÇÃO

A dor femoropatelar (DFP) é caracterizada por dor peri ou retropatelar de início insidioso e exacerbada por atividades que causam altas pressões entre a patela e o côndilo femoral como subir e descer escadas, ciclismo e corrida ¹. A DFP corresponde de 25% a 40% de todas as disfunções de joelho em adultos jovens. Além disso, as mulheres são aproximadamente 2,23 vezes mais propensas a desenvolver DFP comparado à homens ². Além da sua alta incidência, o prognóstico da DFP não é favorável. Lankhorst et al. (2015) ³ encontraram que 50% de todos os pacientes com DFP reportam piora ou o mesmo nível de dor 5-8 anos após o tratamento. Portanto, entender os mecanismos etiológicos da DFP é de suma importância para o desenvolvimento de intervenções específicas ⁴.

Muitos estudos têm procurado determinar mecanismos subjacentes ao desenvolvimento da DFP. Dentre eles, estudos encontraram o momento abdutor de joelho (MAJ) elevado em mulheres com DFP ^{5,6}. Essa alteração pode levar ao subsequente aumento do estresse lateral entre a patela e o fêmur e, conseqüentemente, a dor ⁷⁻⁹. Sugere-se que MAJ maiores que 15 N.m durante a fase de aterrissagem após um salto é fator de risco para o desenvolvimento da DFP ⁵. No entanto, estudos mostram que o aumento da magnitude dos momentos no joelho não é o único fator que pode levar a desordens articulares ^{10,11}. Como encontrado nos estudos de Radin e colaboradores ¹²⁻¹⁴, o aumento da velocidade e, conseqüente diminuição do tempo, com que uma carga é aplicada parece ser um indicador importante de lesões articulares ¹⁰. A taxa com que uma força é aplicada em uma estrutura ou que um momento é gerado é conhecida como *loading rate* ¹⁵.

Recentemente, estudos na área da DFP procuraram entender a contribuição de altas *loading rates*, principalmente da força vertical de reação do solo (FVRS), no desenvolvimento dessa desordem e sua relação com a dor¹⁶⁻¹⁹. Entretanto, enquanto que esse parâmetro é mais indicativo de sobrecarga geral do membro inferior, investigar a *loading rate* de parâmetros específicos do joelho pode fornecer maiores informações sobre a influência dessa variável na articulação femoropatelar. Uma vez que o MAJ vem sendo sugerido como fator de risco para a DFP^{5,6,20}, investigar a *loading rate* dessa variável e sua relação com a dor pode trazer informações adicionais sobre o desenvolvimento da DFP.

Portanto, os objetivos desse estudo foram (1) comparar o pico e a *loading rate* do MAJ de mulheres com e sem DFP durante a descida de escada antes e após um protocolo de sobrecarga e (2) investigar a relação entre pico e a *loading rate* do MAJ com a dor auto-reportada do mês anterior. Também, o objetivo desse estudo também foi investigar a relação entre a mudança no MAJ com a mudança na dor auto-reportada pré e pós a aplicação de um protocolo de sobrecarga de mulheres com DFP. As hipóteses do estudo são: i) o pico do momento de abdução do joelho, bem como a sua *loading rate*, são maiores em mulheres com DFP comparado às mulheres sem DFP; ii) maiores valores do pico e da *loading rate* do MAJ tem relação com a maior dor auto-reportada do mês anterior; iii) o aumento do pico e da *loading rate* do MAJ tem relação com o aumento da dor após o protocolo de sobrecarga.

MÉTODO

PARTICIPANTES

Trinta e duas mulheres com e sem DFP foram recrutadas por meio de propagandas na universidade, parques e academias (dados demográficos

estão apresentados na tabela 1). Apenas mulheres foram incluídas devido à alta prevalência de DFP nessa população ²¹. Além disso, nós assumimos que incluir ambos os sexos poderia ser um viés uma vez que homens e mulheres apresentam diferentes padrão de movimento ²². Antes das coletas de dados todos os participantes assinaram o termo de consentimento, uma vez que o protocolo experimental foi aprovado pelo comitê de ética da Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho” (1.484.129).

O diagnóstico da DFP foi confirmado seguindo o consenso de dois clínicos experiente (> 5 anos de experiência) e baseado em definições usadas em estudos prévios ^{23,24}. Os critérios de inclusão foram (1) dor anterior no joelho em pelo menos duas das seguintes atividades: ficar sentado por tempo prolongado, agachar, ajoelhar, correr, subir e descer escadas e saltar; (2) dor durante palpação patelar; (3) sintomas de início insidioso e duração de pelo menos um ano; (4) pior nível de dor no mês anterior de pelo menos 3 cm na escala visual analógica (EVA) de 10 cm; e (5) dois ou mais sinais clínicos positivos nos seguintes testes: Sinal de Clarke, teste de McConnell e teste de Waldron. Os participantes deveriam apresentar todos os 5 requisitos para serem incluídos no estudo. Para a inclusão no grupo controle, as participantes não poderiam apresentar dor no joelho por período mínimo de um ano e não ter histórico de lesão ou cirurgia na articulação do joelho. A presença de qualquer uma das seguintes condições foi cuidadosamente avaliadas como critério de não inclusão: eventos de subluxação ou deslocamento patelar, processo inflamatório no membro inferior, lesão no tendão patelar ou meniscos, bursite, lesão de ligamentos ou presença de doenças neurológicas. Aqueles que foram submetidos à cirurgia no joelho; ou uso de esteroides orais, tratamento com

opióides, acupuntura ou fisioterapia nos últimos 6 meses também não foram incluídos do estudo.

INSTRUMENTAÇÃO

A coleta dos dados incluiu a avaliação cinética do membro inferior sintomático de cada participante (aqueles com sintomas unilaterais) ou no membro mais sintomático (naqueles com sintomas bilaterais) durante a descida de escada. O desenho experimental do estudo continha uma escada de 7 degraus, cada degrau com 28 cm de profundidade e 18 cm de altura, com uma passarela de 2 metros no começo e no fim da mesma ²⁵. Um sistema de 9 câmeras (Vicon Movimento Systems Inc, EUA) com frequência de amostragem de 100 Hz foi utilizado para a coleta dos dados cinemáticos. Também, uma plataforma de força (Bertec Corporation, Columbus, OH, modelo FP4060) foi posicionada no centro do quarto degrau e usada para obter os dados da FVRS com frequência de amostragem de 2000Hz. Para garantir o padrão natural de subida e descida de escada, as participantes não foram informadas sobre a plataforma de força, que foi recoberta por um tecido emborrachado, tornando impossível a distinção da plataforma de força dos outros degraus.

A dor das participantes foi avaliada usando a EVA de 10 cm. O lado extremo esquerdo da EVA indicava “nenhuma dor” enquanto que o lado extremo direito indicava “pior dor imaginável”. As participantes traçaram uma linha imaginária na posição que mais descrevia sua dor. Essa escala é validada e confiável para avaliar mulheres com DFP ²⁶.

PROCEDIMENTO

Logo após chegar no laboratório, todas as participantes foram questionadas quanto à sua dor no joelho pela EVA, indicando a quantidade de

dor que estavam sentindo naquele momento e a média referente ao mês anterior. Em seguida, medidas antropométricas foram obtidas com os indivíduos descalços em posição ortostática. As seguintes medidas foram mensuradas: comprimento dos membros inferiores (distância a partir da espinha ílica anterior superior até a face inferior do maléolo medial de cada membro), largura da articulação do joelho e da articulação do tornozelo (com o uso de um paquímetro universal - 150mm 0,02mm - Digimess®), altura e massa corporal. Após, foi realizado o posicionamento de um modelo biomecânico que possibilite de forma acurada realizar as medidas cinemáticas e cinéticas durante a descida de escada. Para tanto foram posicionados 37 marcadores (esferas com 9 mm de diâmetro) em determinados pontos anatômicos. O modelo utilizado está exemplificado nas Figura 2.1.

Figura 2.1 – Visão posterior e anterior do modelo biomecânico utilizado.



Após o posicionamento dos marcadores, as participantes foram solicitadas a realizar 5 descidas de escada. Posteriormente, as participantes foram submetidas à um protocolo de sobrecarga para exacerbar seus sintomas²⁷. O protocolo envolve uma escada com sete degraus, e consiste em 15 subidas e descidas com carga externa de 35% do peso corporal transportado

em uma mochila ²⁷. Um metrônomo foi usado em 96 passos/minuto para padronizar o ritmo das subidas e descidas durante o protocolo. Briani et al. ²⁸ testou e encontrou que o protocolo de sobrecarga não gerou fadiga muscular em mulheres com DFP. Após a aplicação do protocolo, o mesmo procedimento de 5 descidas de escada foi realizado.

PROCESSAMENTO DOS DADOS

Foram utilizados modelos de *link-segment* e equações de dinâmica inversa (Vicon Movimento Systems Inc, EUA) para obter os dados cinéticos dos membros inferiores. Para os cálculos dos momentos articulares, os dados cinéticos foram filtrados com filtro Butterworth de 4º ordem passa-baixa com frequência de corte de 50 Hz. O cálculo do momento articular foi realizado através do software (Vicon Nexus 2.0® Software). O pico do momento abdutor do joelho foi determinado pelo máximo valor atingido durante a fase de apoio e foi normalizado pelo peso corporal de cada participante. A fase de apoio foi definida como o período em que o pé estiver em contato com o quarto degrau da escada. O início e fim do apoio foram determinados pelo momento em que a FVRS exceder 10N acima ou abaixo, respectivamente. A *loading rate* do momento abdutor do joelho foi obtido por meio de um algoritmo desenvolvido no software Matlab®. O cálculo da *loading rate* instantânea considerou a variação ponto-a-ponto do sinal do MAJ a partir do contato inicial do pé até o pico do momento dividido pela variação no tempo desse período.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todas as análises foram conduzidas no Statistical Software for Social Sciences 18.0 (SPSS Inc, Chicago, IL). Primeiramente, foi realizada análise descritiva dos dados em média, desvio padrão, distribuição em histogramas, curtose e simetria. Boxplots foram usados para identificação de outliers,

definidos como valores $>$ ou $<$ 1,5 vezes o intervalo interquartil afastado da mediana. Os outliers identificados foram removidos dos dados antes das análises estatísticas.

Os dados antropométricos foram comparados entre grupos com teste t independente. Inicialmente, os dados foram testados quanto a distribuição normal, esfericidade e homogeneidade pelo teste de Shapiro-Wilk, Mauchly's e Levene, respectivamente. Para os dados de dor auto reportada, foi utilizado o valor obtido logo antes de iniciar às 5 descidas de escada. As comparações entre os grupos e entre as condições (antes e após o protocolo) foram realizadas através da análise de variância (ANOVA) – delineamento misto para os dados de dor e parâmetros cinéticos. Os dados referentes a ANOVA foram apresentados com valores de F (graus de liberdade), tamanho de efeito e valores de p. A análise post hoc escolhida em caso de diferença significativa foi o teste de Bonferroni por ter caráter conservador e, dessa forma, reduzir as chances de resultados falso-positivos. O nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$.

Uma matriz de correlação de Pearson foi usada para examinar a relação entre o pico e a *loading rate* do MAJ com a dor auto-reportada do mês anterior. Também, a relação entre o aumento no pico e na *loading rate* do MAJ e o aumento no nível de dor foi investigada por meio do teste de correlação de Pearson. Para essa proposta, a variação do escore da condição 1 para a condição 2 foi usada no modelo de correlação (isto é, Condição 1 – Condição 2 = variação do escore). Portanto, valores positivos indicam maiores valores na condição 1 e valores negativos indicam maiores valores na condição 2.

RESULTADOS

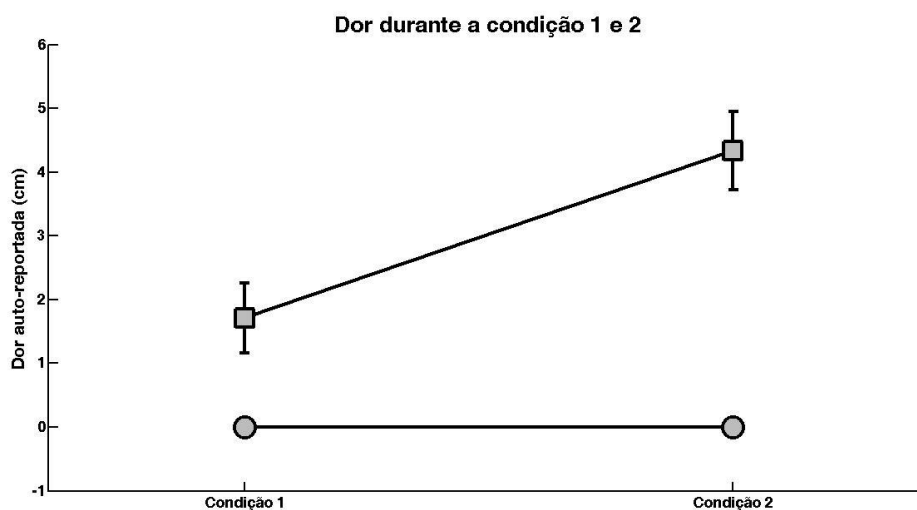
Como mostrado na tabela 2.1, os dados antropométricos não tiveram diferenças entre os grupos.

Tabela 2.1 - Dados antropométricos de ambos os grupos

Parâmetros	Grupo DFP	Grupo Controle	p-valor
Idade (anos)	21.6 (2.9)	21.8 (3.0)	0.88
Altura (m)	1.62 (0.5)	1.61 (0.5)	0.71
Massa (kg)	59.9 (8.8)	60.6 (9.6)	0.74

Houve interação grupo-por-tempo em relação à dor auto-reportada após a aplicação do protocolo de sobrecarga ($F_{(2,62)} = 86.2$, $p = 0.00$, $\eta^2 = 0.49$). O GC reportou zero de dor em ambos os dias de avaliação. Por outro lado, o GDFP apresentou elevação significativa no nível de dor auto reportada após a aplicação do protocolo de sobrecarga (Figura 2.2).

Figura 2.2 – Média e desvio padrão da dor auto reportada dos grupos dor femoropatelar e controle.



Legenda: Círculo = Grupo controle; Quadrado = Grupo dor femoropatelar

Não houve interação grupo-por-tempo ($F_{(2,62)} = 0.13$, $p = 0.71$, $\eta^2 = 0.01$) e nem efeito do tempo ($F_{(1,31)} = 1.01$, $p = 0.29$, $\eta^2 = 0.02$) no pico do MAJ. No entanto, houve efeito de grupo ($F_{(1,31)} = 3.21$, $p = 0.04$, $\eta^2 = 0.06$) no pico do

MAJ. As mulheres com DFP apresentaram maior MAJ comparado às mulheres assintomáticas tanto antes quanto após o protocolo (Figura 2.3).

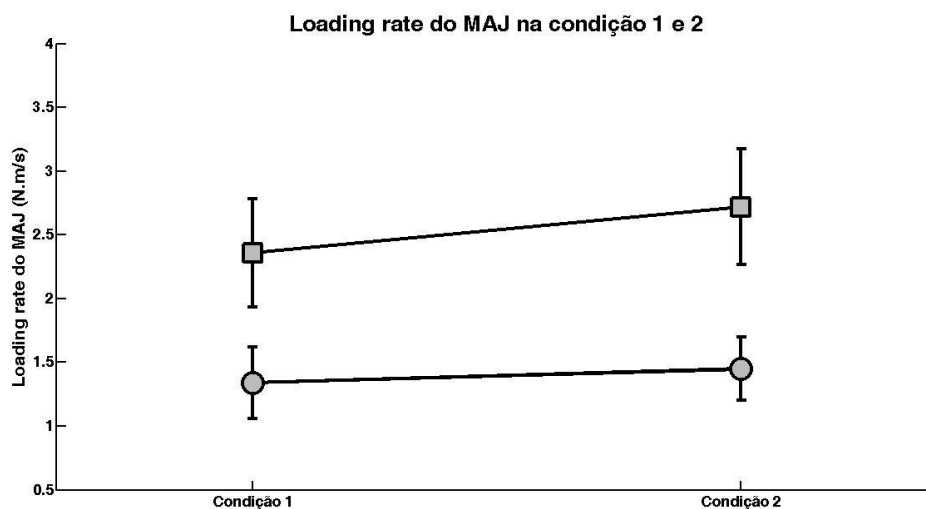
Figura 2.3 – Média e desvio padrão do pico do MAJ dos grupos dor femoropatelar e controle.



Legenda: Círculo = Grupo controle; Quadrado = Grupo dor femoropatelar; MAJ = Momento abdutor do joelho.

Da mesma forma, não houve interação grupo-por-tempo ($F_{(2,62)} = 1.41$, $p = 0.23$, $\eta^2 = 0.02$) e nem efeito do tempo ($F_{(1,31)} = 0.98$, $p = 0.38$, $\eta^2 = 0.04$) na *loading rate* do MAJ. Porém, houve efeito de grupo $F_{(1,31)} = 4.84$, $p = 0.03$, $\eta^2 = 0.07$) na *loading rate* do MAJ antes e após o protocolo (Figura 2.4).

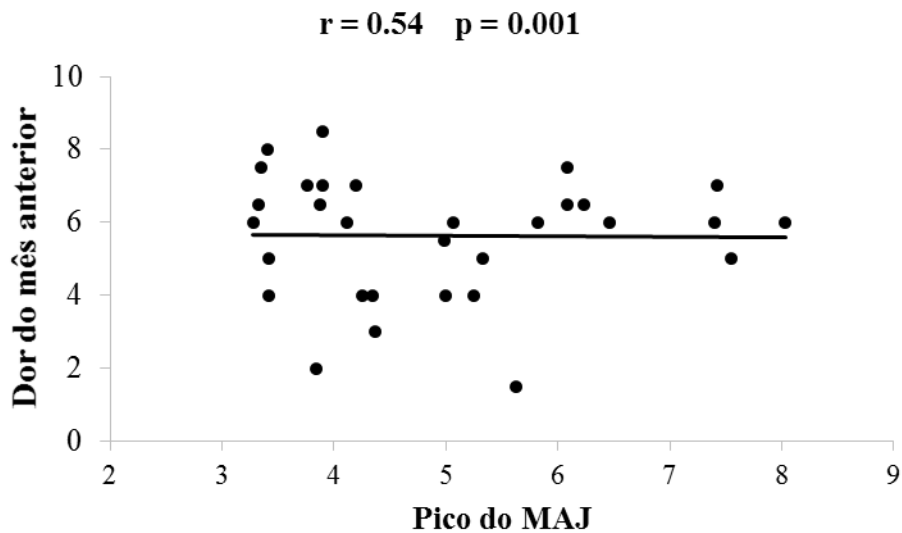
Figura 2.4 – Média e desvio padrão da *loading rate* do MAJ dos grupos dor femoropatelar e controle.



Legenda: Círculo = Grupo controle; Quadrado = Grupo dor femoropatelar; MAJ = Momento abdutor do joelho.

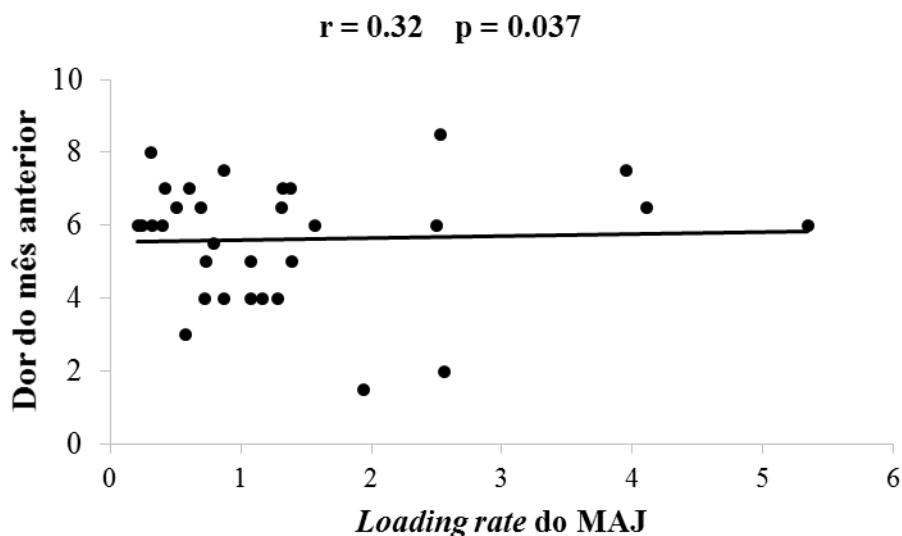
O pico do MAJ se correlacionou positivamente com a dor auto-reportada do mês anterior ($p = 0.001$, $r = 0.54$) (Figura 2.5). Da mesma forma, a *loading rate* do MAJ se correlacionou positivamente com a dor auto-reportada do mês anterior ($p = 0.037$, $r = 0.32$) (Figura 2.6). No entanto, não houveram correlações significativas entre o aumento do pico ($p = 0.098$, $r = 0.23$) e da *loading rate* ($p = 0.187$, $r = 0.16$) do MAJ com o aumento da dor auto-reportada da condição 1 para a condição 2.

Figura 2.5 – Correlação entre o pico do MAJ com a dor auto-reportada do mês anterior.



Legenda: MAJ = Momento abductor do joelho.

Figura 2.6 – Correlação entre a *loading rate* do MAJ com a dor auto-reportada do mês anterior.



Legenda: MAJ = Momento abdutor do joelho.

DISCUSSÃO

O objetivo desse estudo foi comparar o pico e a *loading rate* do MAJ de mulheres com e sem DFP durante a descida de escada antes e após o protocolo de sobrecarga. As mulheres com DFP apresentaram maior pico e *loading rate* do MAJ comparado aos controles tanto antes quanto após o protocolo de exacerbação. No entanto, ambas as variáveis não se alteraram após a aplicação do protocolo de sobrecarga, apesar do aumento significativo da dor das mulheres com DFP. Houve correlação significativa entre o pico e a *loading rate* do MAJ com a dor auto-reportada do mês anterior, porém o mesmo não ocorreu para mudança do pico e da *loading rate* do MAJ com a mudança da dor após a aplicação do protocolo de exacerbação.

Cada vez mais estudos têm mostrado importante relação entre a DFP e alterações da mecânica do joelho no plano frontal ^{6,9,29,30}. Dados retrospectivos mostraram que mulheres com DFP apresentaram o MAJ 36% maior do que mulheres sem DFP ²⁹. Além disso, ao olharmos dados prospectivos, mulheres que desenvolveram DFP apresentaram impulso abdutor do joelho 19% maior comparado às mulheres que não desenvolveram DFP ²⁹. Estes achados corroboram com nossos resultados que mostraram o pico do MAJ 17% maior em mulheres com DFP durante a descida de escada.

O MAJ elevado em mulheres com DFP ocorre devido uma cadeia de eventos. Estudos mostram que mulheres com DFP apresentam maior valgo de joelho (combinação de adução e rotação de quadril com abdução de tibia) durante a descarga de peso em diversas atividades funcionais ³¹. Essas

alterações cinemáticas ocorrem por possível fraqueza da musculatura abduutora do quadril³¹. Uma compensação comum devido à fraqueza dessa musculatura é elevar a pelve contralateral e inclinar o tronco em direção ao membro que descarrega o peso³¹. Dessa forma, o vetor resultante da FVRS transmitido pela cadeia cinética é movido em direção ao centro da articulação do quadril, o que faz reduzir a demanda muscular dos abdutores do quadril^{30,32}. No entanto, essa compensação faz com que o vetor resultante da FVRS seja transmitido lateralmente ao centro da articulação do joelho, criando um momento externo adutor do joelho elevado que tem que ser oposto por um MAJ maior²⁹. Além disso, a alteração do vetor resultante da FVRS pode aumentar o braço de alavanca no plano frontal devido à sua maior distância em relação ao centro da articulação do joelho, dessa forma aumentando o MAJ^{29,30}.

Um estudo feito por Andriacchi et al.³³ mostrou que MAJ maiores que o normal podem estar relacionados com lesões degenerativas no joelho. Também, Hurwitz et al.³⁴ encontraram que o MAJ foi o melhor preditor do conteúdo mineral da articulação do joelho, sugerindo que o aumento do momento resulta no aumento da sobrecarga articular e pode implicar desordens degenerativas articulares. No entanto, esses estudos focaram em acometimentos na articulação tibiofemoral e não na femoropatelar. Como apontado em estudos recentes^{29,30}, há limitações em entender como o MAJ contribui para o desenvolvimento da DFP. Além disso, uma elevação de apenas 17% no pico do MAJ de mulheres com DFP pode não a única responsável pela DFP. Interessantemente, a diferença entre grupos encontrado nesse estudo foi muito mais evidente na *loading rate* do MAJ, que foi 43% maior nas mulheres com DFP do que das mulheres assintomáticas. Uma vez

que elevados MAJ podem resultar em maiores forças de contato lateral na articulação femoropatelar ^{7,8}, a maior *loading rate* do MAJ pode contribuir para lesões articulares da articulação femoropatelar e, dessa forma, explicar a possível relação entre elevados MAJ e a DFP.

A correlação positiva entre o pico e a *loading rate* do MAJ com a dor auto-reportada do mês anterior evidenciam a influência dessa variável na sintomatologia da DFP. Mulheres que apresentaram maior dor no mês anterior também apresentaram maior pico e *loading rate* do MAJ. Os achados de Nakagawa et al. ³⁵ podem explicar e dar suporte aos resultados do presente estudo. Os autores encontraram que maiores níveis de dor foram associados com maior adução e rotação interna de quadril e abdução de joelho em indivíduos com DFP, alterações estas que podem levar ao MAJ elevado como mencionado anteriormente ³¹. No mesmo estudo, os autores também encontraram relação entre essas alterações cinemáticas com a diminuição funcional de indivíduos com DFP ³⁵. Também, recentemente Lewinson et al. ³⁶ realizaram um estudo para determinar se a redução no impulso abductor do joelho está relacionado com a diminuição da dor de corredores com DFP após 6 semanas de tratamento com palmilha. Os autores encontraram que quanto maior a mudança absoluta no impulso abductor maior a redução na DFP ³⁶. Portanto, a correção de alterações cinemáticas e cinéticas no plano frontal do joelho podem melhorar a sintomatologia e a funcionalidade dessa população.

No entanto, ao contrário da nossa hipótese, tanto o pico quanto a *loading rate* do MAJ não mudaram imediatamente após a aplicação do protocolo de exacerbação, mesmo com o aumento significativo da dor. Os achados de um estudo recente que investigou a resposta de parâmetros

biomecânicos à redução e aumento da dor em indivíduos com DFP podem explicar os nossos achados ³⁷. Os autores também não encontraram mudanças em parâmetros cinéticos do joelho, incluindo o MAJ, após a exacerbação da dor. Por outro lado, foi encontrado redução dos momentos extensor (-9.9%) e abductor (-6.0%) do quadril após a exacerbação dos sintomas. Da mesma forma, os parâmetros cinéticos do joelho não mudaram após a redução da dor, enquanto que os momentos do quadril mudaram ³⁷. Devido a esses resultados, os autores sugeriram que indivíduos com DFP tendem alterar a mecânica do quadril após alterações agudas da dor (aumento ou redução) para diminuir a dependência e a demanda nessa articulação ³⁷, sem alterar parâmetros cinéticos da articulação do joelho. Portanto, considerando os nossos achados e os da literatura ³⁷, o MAJ parece estar relacionado com a DFP, porém sua característica não se altera com a mudança imediata da dor.

IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Os resultados deste estudo evidenciam a importância do MAJ na DFP e, dessa forma, intervenções devem ser aplicadas para reduzi-lo. O fortalecimento da musculatura abduutora do quadril pode melhorar o valgo do joelho e também diminuir a alteração do posicionamento lateral do vetor resultante FVRS ³¹, reduzindo assim o MAJ e sua *loading rate*. Instruções verbais para corrigir o valgo do joelho também foram capazes de corrigir a cinemática e diminuir os níveis de dor de mulheres com DFP ³⁸. O fortalecimento das musculaturas extensoras e flexoras do joelho pode gerar maior estabilidade articular e limitar o valgo do joelho e o MAJ elevados ⁵. O fortalecimento muscular também pode otimizar a absorção de impacto durante a descarga de peso, podendo assim diminuir a *loading rate* do MAJ ¹⁰.

Portanto, o fortalecimento muscular e a diminuição do valgo do joelho por meio de instruções parecem ser efetivos e devem ser feitos em mulheres com DFP para a melhora dos sintomas e redução do MAJ e de sua *loading rate*.

LIMITAÇÕES

Este estudo possui algumas limitações que devem ser reconhecidas. Primeiramente, a amostra incluiu apenas mulheres. Embora esse subgrupo seja importante para estudar por ser o mais propenso a desenvolver DFP, os resultados não podem ser generalizados para ambos os gêneros de pessoas com DFP. Outra limitação é que o estresse femoropatelar não foi mensurado. Portanto, a relação exata entre o MAJ e o estresse femoropatelar não pode ser definida.

CONCLUSÃO

Mulheres com DFP apresentam maior pico e *loading rate* do MAJ durante a descida de escada. Essas alterações se relacionam com o maior nível de dor auto-reportada. No entanto, o aumento imediato da dor não altera o pico e a *loading rate* do MAJ. Estes achados evidenciam a relação do MAJ com a DFP e sua importância em ser considerado em intervenções específicas.

AGRADECIMENTOS

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo financiamento (2014/24939-7) e bolsas de estudos (2015/00406-2; 2016/09665-3). A agência de fomento não desempenhou nenhum papel na execução, análise e interpretação dos dados ou na escrita do estudo.

REFERENCIAS

1. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome. *Br J Sports Med.* 2016.

doi:10.1136/bjsports-2016-096268.

2. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(5):725-730. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x.Gender.
3. Lankhorst NE, van Middelkoop M, Crossley KM, et al. Factors that predict a poor outcome 5–8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med*. 2015;bjsports-2015-094664. doi:10.1136/bjsports-2015-094664.
4. Briani RV, de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, et al. Comparison of frequency and time domain electromyography parameters in women with patellofemoral pain. *Clin Biomech*. 2015;30(3):302-307. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.12.014.
5. Myer GD, Ford KR, Di Stasi SL, Foss KDB, Micheli LJ, Hewett TE. High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? *Br J Sports Med*. 2015;49(2):118-122. doi:10.1136/bjsports-2013-092536.
6. Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, et al. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech*. 2010;25(7):700-707. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.04.001.
7. Li G, DeFrate LE, Zayontz S, Park SE, Gill TJ. The effect of tibiofemoral joint kinematics on patellofemoral contact pressures under simulated muscle loads. *J Orthop Res*. 2004;22(4):801-806. doi:10.1016/j.orthres.2003.11.011.
8. Scott S, Winter DA. Internal forces of chronic running injury sites. *Med Sci Sports Exerc*. 1990;22(3):357-369. doi:10.1249/00005768-199006000-00013.
9. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech*. 2008;23(2):203-211. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.08.025.
10. Morgenroth DC, Medverd JR, Seyedali M, Czerniecki JM. The Relationship between Knee Joint Loading Rate During Walking and Degenerative Changes on Magnetic Resonance Imaging. *Clin Biomech*. 2014;29(6):664-670. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.04.008.
11. Bennell KL, Bowles K-A, Wang Y, Cicuttini F, Davies-Tuck M, Hinman RS. Higher dynamic medial knee load predicts greater cartilage loss over 12 months in medial knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 2011;70(10):1770-1774. doi:10.1136/ard.2010.147082.
12. Radin E, Whittle M, Yang K. The heelstrike transient, its relationship with the angular velocity of the shank, and effects of quadriceps paralysis. In: *Advances in Bioengineering*. New York: American Society of Mechanical Engineering. ; 1986:121-123.
13. Radin EL EL, Yang KKH, Riegger C, Kish VVL, O'Connor JJJ. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Orthop Res*. 1991;9(3):398-405. doi:10.1002/jor.1100090312.
14. Radin EL, Eyre D, Kelman JL, Schiller a L. Effect of Prolonged Walking on the Joints of Sheep. *J Biomech*. 1982;15(7):487-492.
15. Hunt M a., Hinman RS, Metcalf BR, et al. Quadriceps strength is not related to gait impact loading in knee osteoarthritis. *Knee*. 2010;17(4):296-302. doi:10.1016/j.knee.2010.02.010.
16. Esculier JF, Bouyer LJ, Roy JS. The Effects of a Multimodal Rehabilitation Program on Symptoms and Ground-Reaction Forces in Runners With Patellofemoral Pain Syndrome. *J Sport Rehabil*. 2016;25(1):23-30. doi:10.1123/jsr.2014-0245.
17. Chueng RT, Davis IS. Landing Pattern Modification to Improve Patellofemoral Pain in

- Runners: A Case Series. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41(12):914-919. doi:10.2519/jospt.2011.3771.
18. De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, de Azevedo FM. Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with patellofemoral pain. *Clin Biomech.* 2015;30(9):971-975. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.06.021.
 19. De Oliveira Silva D, Briani R, Pazzinatto M, Ferrari D, Aragão F, Azevedo F De. Vertical ground reaction forces are associated with pain and self-reported functional status in recreational athletes with patellofemoral pain. *J Appl Biomech.* 2015;31(6):409-414.
 20. Sinclair J, Selfe J. Sex differences in knee loading in recreational runners. *J Biomech.* 2015;48(10):2171-2175. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.05.016.
 21. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;20(5):725-730. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x.
 22. Willy RW, Manal KT, Witvrouw E, Davis IS. Are mechanics different between male and female runners with patellofemoral pain? *Med Sci Sport Exerc.* 2012;44(11):2165-2171. doi:10.1249/MSS.0b013e3182629215.
 23. Briani RV, de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, Ferreira AS, Ferrari D, de Azevedo FM. Delayed onset of electromyographic activity of the vastus medialis relative to the vastus lateralis may be related to physical activity levels in females with patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016;26(1):137-142. doi:10.1016/j.jelekin.2015.10.012.
 24. De Oliveira Silva D, Magalhães FH, Faria NCS, et al. Lower amplitude of H-reflex in females with patellofemoral pain: Thinking beyond proximal, local and distal factors. *Arch Phys Med Rehabil.* 2016;97(7):1115-1120. doi:10.1016/j.apmr.2015.12.017.
 25. De Oliveira Silva D, Magalhães FH, Pazzinatto MF, et al. Contribution of altered hip, knee and foot kinematics to dynamic postural impairments in females with patellofemoral pain during stair ascent. *Knee.* 2016;23(3):376-381. doi:10.1016/j.knee.2016.01.014.
 26. Crossley KM, Bennell KL, Cowan SM, Green S. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(5):815-822. doi:10.1016/S0003-9993(03)00613-0.
 27. Pazzinatto MF, De Oliveira Silva D, Barton CJ, Rathleff MS, Briani RV, Azevedo FM. Female adults with patellofemoral pain are characterized by widespread hyperalgesia, which is not affected immediately by patellofemoral joint loading. *Pain Med.* 2016;17(10):1953-1961. doi:10.1093/pm/pnw068.
 28. Briani R V., Pazzinatto MF, Silva DO, Azevedo FM. Different pain responses to distinct levels of physical activity in women with patellofemoral pain. *Brazilian J Phys Ther.* 2017. doi:10.1016/j.bjpt.2017.03.009.
 29. Stefanyshyn DJ, Stergiou P, Lun VMY, Meeuwisse WH, Worobets JT. Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. *Am J Sports Med.* 2006;34(11):1844-1851. doi:10.1177/0363546506288753.
 30. Sakaguchi M, Shimizu N, Yanai T, Stefanyshyn DJ, Kawakami Y. Hip rotation angle is associated with frontal plane knee joint mechanics during running. *Gait Posture.* 2015;41(2):557-561. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.12.014.
 31. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):42-51. doi:10.2519/jospt.2010.3337.
 32. Myer GD, Ford KR, Di Stasi SL, Barber Foss KD, Micheli LJ, Hewett TE. High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: Is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? *Br J Sports Med.* 2014;49:118-122. doi:10.1136/bjsports-2013-092536.

33. Andriacchi T. Functional Analysis of Pre and Post-Knee Surgery: Total Knee Arthroplasty and ACL Reconstruction. *J Biomech Eng.* 1993;115(4B):575-581.
34. Hurwitz DE, Sumner DR, Andriacchi TP, Sugar DA. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *J Biomech.* 1998;31(5):423-430. doi:10.1016/S0021-9290(98)00028-1.
35. Nakagawa TH, Serrão F V, Maciel CD, Powers CM. Hip and knee kinematics are associated with pain and self-reported functional status in males and females with patellofemoral pain. *Int J Sports Med.* 2013;34(11):997-1002. doi:10.1055/s-0033-1334966.
36. Lewinson RT, Wiley JP, Humble RN, Worobets JT, Stefanyshyn DJ. Altering Knee Abduction Angular Impulse Using Wedged Insoles for Treatment of Patellofemoral Pain in Runners: A Six-Week Randomized Controlled Trial. *PLoS One.* 2015;10(7):e0134461. doi:10.1371/journal.pone.0134461.
37. Bazett-Jones DM, Huddleston W, Cobb S, O'Connor K, Earl-Boehm JE. Increasing and Decreasing Pain Causes Acute Responses of Strength and Running Mechanics in Patellofemoral Pain. *J Athl Train.* 2017;52(3):0. doi:10.4085/1062-6050-53.3.04.
38. Graci V, Salsich GB. Trunk and lower extremity segment kinematics and their relationship to pain following movement instruction during a single-leg squat in females with dynamic knee valgus and patellofemoral pain. *J Sci Med Sport.* 2015;18(3):343-347. doi:10.1016/j.jsams.2014.04.011.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Apesar dos inúmeros estudos realizados com o intuito de entender os mecanismos subjacentes ao desenvolvimento da DFP, sua etiologia permanece desconhecida. Com base nos nossos resultados e de estudos prévios, a *loading rate* da FVRS e de momentos articulares aumentada estão relacionadas com a DFP e podem ser fator de risco para o seu desenvolvimento, portanto, devem ser consideradas em intervenções específicas que possam corrigi-las. Embora os estudos dessa dissertação não abranjam os mecanismos exatos pelos quais *loading rates* maiores podem causar processos lesivos na articulação femoropatelar, os resultados obtidos mostram importante relação entre parâmetros cinéticos, a velocidade com que eles são gerados e aplicados no sistema musculoesquelético e a DFP. Portanto, a realização de estudos para entender exatamente como a *loading rate* da FVRS e do MAJ pode causar lesões na articulação femoropatelar ainda são necessários.

ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O MESTRADO

O discente ingressou no mestrado em fevereiro de 2015 como bolsista do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e atualmente é bolsista da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP). O candidato cursou e foi aprovado em 13 disciplinas oferecidas pelo Programa de Pós-graduação, totalizando 28 créditos. Além disso, o discente concluiu estágio docência na disciplina “Cinesiologia II”. Em relação às produções durante o período do mestrado, o discente publicou 5 artigos na primeira autoria e 13 em coautoria. Também, o discente tem 2 artigos submetidos como primeiro autor e 2 como coautor. Atualmente o discente tem 10 artigos indexados na base de dados *Web of Science* com o total de 44 citações e fator H de 5.

Devido à bolsa FAPESP, o discente solicitou e foi contemplado com a bolsa estágio de pesquisa no exterior (BEPE). O período da bolsa foi de 22 de agosto de 2016 à 22 de dezembro de 2016 (4 meses), sendo realizado na University of Southern California - Division of Biokinesiology and Physical Therapy - Los Angeles - CA, sob orientação do Prof. Dr. Christopher Powers.

No que se refere à eventos participados durante este período, o discente esteve presente no IV Retiro Internacional de Pesquisa em Dor Femoropatelar ocorrido em Manchester-UK, com dois trabalhos publicados nos anais do evento. Também esteve presente no XVI Congresso Brasileiro de Biomecânica que ocorreu em Florianópolis-SC, tendo quatro trabalhos publicados nos anais do evento.

O discente também esteve envolvido na supervisão de um aluno de iniciação científica do mesmo laboratório e na coorientação de outro aluno de

iniciação científica na Universidade Estadual do Oeste do Paraná. Por fim, desde junho de 2016 o discente atuou como revisor em 5 manuscritos para o periódico *Physical therapy in sport*.

ANEXO A – Termo de Aprovação Comitê de Ética

FACULDADE DE CIÊNCIAS E
TECNOLOGIA - UNESP/
CAMPUS DE PRESIDENTE



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INFLUÊNCIA DE UM PROTOCOLO DE ESFORÇO NOS PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS EM PORTADORES DA SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR DURANTE SUBIDA DE ESCADA

Pesquisador: Marcella Ferraz Pazzinato

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 30736214.0.0000.5402

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 656.932

Data da Relatoria: 06/06/2014

Apresentação do Projeto:

Já mencionado anteriormente.

Objetivo da Pesquisa:

Já mencionado anteriormente.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Já mencionados anteriormente.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Já mencionados anteriormente.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos apresentados estão de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde e as alterações necessárias foram feitas.

Recomendações:

As recomendações foram atendidas.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências, as alterações necessárias foram realizadas.

Endereço: Rua Roberto Simonsen, 305

Bairro: Centro Educacional

CEP: 19.060-900

UF: SP

Município: PRESIDENTE PRUDENTE

Telefone: (18)3229-5315

Fax: (18)3229-5353

E-mail: cep@fct.unesp.br

FACULDADE DE CIÊNCIAS E
TECNOLOGIA - UNESP/
CAMPUS DE PRESIDENTE



Continuação do Parecer: 656.932

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Aprovado ad referendum.

PRESIDENTE PRUDENTE, 22 de Maio de 2014

Assinado por:
Edna Maria do Carmo
(Coordenador)

Endereço: Rua Roberto Simonsen, 305
Bairro: Centro Educacional **CEP:** 19.060-900
UF: SP **Município:** PRESIDENTE PRUDENTE
Telefone: (18)3229-5315 **Fax:** (18)3229-5353 **E-mail:** cep@fct.unesp.br

ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Título da Pesquisa: “Influência de um protocolo de esforço nos parâmetros eletromiográficos em portadores da síndrome da dor femoropatelar durante subida de escada”

Nome da Pesquisadora: Marcella Ferraz Pazzinato

Nome do Orientador: Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo

1. **Natureza da pesquisa:** esta pesquisa tem a finalidade de analisar a atividade muscular de mulheres com dor no joelho após um protocolo de esforço físico. Para que seja possível identificar as características destas pessoas.
2. **Participantes da pesquisa:** para realização da pesquisa será avaliado como se comportam os músculos da coxa, por meio de eletromiografia de superfície, em mulheres com e sem dor anterior no joelho. Para confirmar a presença ou não da Síndrome da dor femoropatelar será aplicado um protocolo de avaliação, contendo algumas perguntas e alguns exames clínicos, além disso, terá um questionário de Desordens Patelofemorais, composto por 13 perguntas.
3. **Envolvimento na pesquisa:** as avaliações serão marcadas com antecedência e serão realizadas no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LABCOM) da Universidade Estadual Paulista – FCT/UNESP. Cada participante deverá comparecer quatro dias.
4. **Sobre as coletas:** ao participar deste estudo a Sra permitirá que a pesquisadora avalie a atividade de dois músculos da coxa por meio de eletromiografia de superfície, que consiste na colocação de adesivos na coxa ligados ao aparelho que capta os sinais musculares. As coletas acontecerão em 4 dias, sendo que nos dois primeiros a Sra deverá subir 10 vezes um lance de escada de 7 degraus. Nos dias 3 e 4 a Sra realizará 15 subidas na mesma escada, carregando uma mochila com carga equivalente a 35% do seu peso corporal, para que desta forma seja avaliado o comportamento dos seus músculos. Em seguida a Sra subirá 10 vezes sem carga, para a avaliação (igual à realizada nos dias 1 e 2). Entre as coletas será respeitado um intervalo que vai de um dia até no máximo uma semana. É possível que a Sra sinta algum desconforto na articulação do joelho durante a subida da escada, caso isso aconteça será realizado um procedimento para redução da dor com aplicação de bolsa de gelo no local. Após o término desta pesquisa a Sra poderá ser encaminhada para tratamento fisioterápico no Centro de Estudos e Atendimento em Fisioterapia e Reabilitação (CEAFIR), caso presente o encaminhamento médico e seja do seu interesse. Cabe lembrar que a Sra tem liberdade de se recusar a participar e ainda se recusar a continuar participando em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer prejuízo para a Sra. Sempre que quiser

poderá pedir mais informações sobre a pesquisa através do telefone da pesquisadora do projeto, e se necessário através do telefone do Comitê de Ética em Pesquisa.

5. **Riscos e desconfortos:** é possível que a Sra venha a sentir um leve desconforto na região do joelho, no entanto, será oferecida toda assistência necessária para redução deste quadro. Apesar disto, esta pesquisa não traz complicações físicas, funcionais e legais. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece risco à sua dignidade.
6. **Confidencialidade:** todas as informações coletadas neste estudo serão estritamente confidenciais. Os dados da voluntária serão identificados com um código, e não pelo nome. Apenas os membros da pesquisa terão conhecimento dos dados, assegurando assim sua privacidade.
7. **Benefícios:** ao participar desta pesquisa a Sra não terá nenhum benefício direto. Entretanto, a partir dos resultados obtidos esperamos fornecer informações importantes para melhor caracterização clínica da dor anterior no joelho, de forma que o conhecimento que será construído a partir desta pesquisa possa contribuir para elaboração de tratamentos e condutas clínicas, sendo que a pesquisadora se compromete a divulgar os resultados obtidos.
8. **Pagamento:** a Sra não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação.

Após estes esclarecimentos, solicitamos o seu consentimento de forma livre para

participar desta pesquisa. Portanto preencha, por favor, os itens que seguem:

Confiro que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo.

Obs: Não assine este termo se ainda tiver dúvida a respeito.

Nome do Participante da Pesquisa

Assinatura da Pesquisadora

Assinatura do Participante

Assinatura do Orientador

Pesquisadora: Marcella Ferraz Pazzinatto (45) 9907-4806
Orientador: Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo (18) 3222-2464
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa: Profa. Dra. Edna Maria do Carmo
Vice-coordenadora: Profa. Dra. Renata Maria Coimbra Libório
Telefone do Comitê: 3229-5315 ou 3229-5526
E-mail: cep@fct.unesp.br