

**UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO**

**TADEU ALDROVANDO BRIHY DE ALBUQUERQUE**

**ANÁLISE COMBINADA DE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS POR MEIO DE  
UMA REDE NEURAL ARTIFICIAL AUTO-ORGANIZADA E O USO DO  
STATISTICAL PARAMETRIC MAPPING NA CAPACIDADE DE  
DIFERENCIAR MULHERES COM DOR PATELOFEMORAL**

**São Paulo**

**2023**

**TADEU ALDROVANDO BRIHY DE ALBUQUERQUE**

**ANÁLISE COMBINADA DE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS POR MEIO DE  
UMA REDE NEURAL ARTIFICIAL AUTO-ORGANIZADA E O USO DO  
STATISTICAL PARAMETRIC MAPPING NA CAPACIDADE DE  
DIFERENCIAR MULHERES COM DOR PATELOFEMORAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho para obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação.

**Orientador:** Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli

**São Paulo**

**2023**

Albuquerque, Tadeu Aldrovando Brihy de.

Análise combinada de variáveis biomecânicas por meio de uma rede neural artificial auto-organizada e o uso do Statistical Parametric Mapping na capacidade de diferenciar mulheres com dor patelofemoral. / Tadeu Aldrovando Brihy de Albuquerque. 2023.

73 f.

Tese (Doutorado) - Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2023.

Orientador (a): Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucarelli.

1. Dor patelofemoral. 2. Cinemática. 3. Eletromiografia. 4. Movement Deviation Profile. 5. Statistical Parametric Mapping.

I. Lucarelli, Paulo Roberto Garcia. II. Título

CDU 615.8

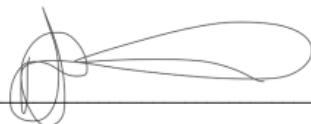
São Paulo, 18 de dezembro de 2023..

**TERMO DE APROVAÇÃO**

Aluno (a): TADEU ALDROVANDO BRIHY DE ALBUQUERQUE

Título da Tese: "ANÁLISE COMBINADA DE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS POR MEIO DE UMA REDE NEURAL ARTIFICIAL AUTO-ORGANIZADA E O USO DO STATISTICAL PAREMETRIC MAPPING NA CAPACIDADE DE DIFERENCIAR MULHERES COM DOR PATELOFEMORAL"

Presidente: PROF. DR. PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELI



Membro: PROF. DR. FABIANO POLITTI



Membro: PROF. DR. DANILO DE OLIVEIRA SILVA



## **DEDICATÓRIO**

Aos meus pais, Nilton e Meire, que sempre estiveram ao meu lado e me deram base e condições para batalhar pelos meus sonhos. Sempre foram pacientes, enquanto eu tive que abdicar de tempo com eles para me dedicar ao meu processo de formação.

À minha irmã, Natasha, que sempre me apoiou e deu forças para continuar lutando pelos meus objetivos.

À minha noiva, Cíntia, que foi uma das principais fontes de inspiração para ingressar no meio acadêmico e que me acompanha em todas as situações. Por me ajudar em todos os momentos que eu precisei e me sempre me incentivar.

## AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente à Deus por me proporcionar a oportunidade de concluir mais essa etapa na minha vida e me dar forças para continuar em frente.

Agradecer minha família, pai, mãe e irmã, por serem sempre minha base e me incentivarem nas minhas decisões.

Agradecer minha noiva, Cíntia Elord Júlio, por me dar um suporte incondicional, aguentar comigo os momentos mais complicados e tentar sempre me animar e incentivar.

Gostaria de agradecer ao meu orientador e professor, Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli, por ter a humildade de passar seu conhecimento. Por muitas vezes fazer muito mais do que o papel de orientador e não medir esforços para ajudar nas mais diversas situações.

Agradecer meu amigo e sócio Guilherme Gonçalves, por entender e me apoiar no processo de formação acadêmica. Por assumir muitas vezes os afazeres da clínica, desde a época do mestrado, nos momentos que eu tive que direcionar minha atenção para as minhas coisas pessoais.

Aos meus amigos do colégio, faculdade e pós-graduação. Por fazer parte da minha trajetória de vida e estarem comigo nos momentos importantes. Agradecimento especial: André Franceschelli, Adriano Danese, Guilherme Baladi, Guilherme Soares, Guilherme Navascues, Lucian Andrade, Marcelo Bacellar, Rafael Matteis, Raphael Marins, Rodrigo Gutler, Victor Ferrante, Vinci Cecchia, Felype Caian e Janaina Pereira.

Aos meus amigos de Laboratório que me acompanharam desde a época de mestrado: Cintia Lopes, Diogo Golçalves, Fernanda Colella, Otávio Cardoso, Isabella Ayres e Gabriel Navarro.

À Roberta Regina Pessoa, Claudio Adão Rodrigues, Luiz Henrique Samejima e Gustavo Mafra Marinho que sempre me apoiam e incentivam em diversas situações.

Ao Prof. Dr. Fabiano Politti que me auxiliou de diversas maneiras desde a época de mestrado. Também gostaria de agradecer por colaborar com comentários, durante as bancas que participou, que me ajudaram a amadurecer e me esforçar durante minha formação.

Ao Prof. Dr. Danilo de Oliveria Silva, por dispor do seu tempo para participar da minha banca de qualificação e defesa, e nos auxiliar com muitos comentários e ideias, para o aprimoramento do nosso trabalho.

Ao paciente e amigo Ricardo Rossi Tegão, que me auxiliou muito no entendimento de processos que foram utilizados na análise de dados.

Ao Dr. Gabor Barton, coautor do nosso primeiro artigo, pela colaboração e auxílio nos trabalhos desde a época do mestrado.

A todos os alunos do laboratório que participaram das coletas e que contribuíram para a obtenção dos dados que eu pude usar no meu trabalho.

À todas as voluntárias que participaram destes estudos contribuindo com o desenvolvimento da ciência e da minha formação.

À Universidade Nove de Julho pela oportunidade em fazer parte do quadro de alunos da Universidade e por possibilitar parte da minha formação.

À CAPES, pelo apoio financeiro fundamental para o desenvolvimento deste trabalho.

## RESUMO

**Introdução:** Indivíduos com dor patelofemoral (DPF) apresentam dor durante a marcha, entretanto não apresentam alterações em movimentos que aumentam o estresse da articulação patelofemoral nessa tarefa. Não se sabe ao certo como a dor e o movimento se relacionam na marcha e a evidência das alterações cinemáticas nessa tarefa são limitadas. A DPF está relacionada a mudanças na atividade muscular e nos padrões de movimento durante tarefas funcionais. Apesar da análise da amplitude do sinal na eletromiografia ser comum a evidência a cerca dessa variável na DPF é heterogenia e limitada. **Objetivos:** 1. Determinar se a análise combinada de dados cinemáticos e eletromiográficos aumenta a capacidade de diferenciar mulheres com e sem DPF, em comparação com a análise independente de cinemática e eletromiografia. 2. Comparar a cinemática angular da marcha entre mulheres com e sem DPF através do *Statistical Parametric Mapping* (SPM); comparar variáveis lineares da cinemática da marcha entre mulheres com e sem DPF; avaliar a relação entre a intensidade de dor e a cinemática angular em mulheres com DPF nas variáveis que apresentam diferença entre os grupos.

**Métodos:** 1. Estudo caso-controle que avaliou a cinemática e eletromiografia durante o *Step Down lateral* (SDL) de 37 mulheres com DPF e 34 saudáveis. Para a cinemática 3D, foram avaliados movimentos nos planos sagital, frontal e transverso do tronco, pelve, quadril, joelho e pé. Para a eletromiografia foram utilizados sinais dos músculos adutor longo, glúteo médio, vasto lateral e medial, reto femoral, bíceps femoral, gastrocnêmio medial e tibial anterior. O *Movement Deviation Profile* (MDP) foi utilizado para analisar cinemática, eletromiografia e cinemática combinada com eletromiografia. Uma MANOVA do *Z-Score* da média do MDP foi utilizada para comparar os grupos, considerando  $p<0,05$ . 2. Estudo transversal que avaliou a cinemática da marcha de 571 mulheres com DPF e 571 saudáveis. Para as variáveis angulares, foram considerados os movimentos nos planos sagital, frontal e transverso do tronco, pelve, quadril, joelho e pé. Para as variáveis lineares foram considerados o tempo do primeiro duplo apoio, tempo do segundo duplo apoio, tempo do apoio simples, comprimento de passada, velocidade e cadência. Para comparar os dados lineares entre os dois grupos utilizou-se uma MANOVA, considerando  $p<0,05$ ; e para comparar os dados angulares utilizou-se o SPM.

**Resultados:** 1. A MANOVA mostrou interação entre grupos ( $\Lambda=0,838$ ;  $F=4,329$ ;  $p=0,008$ ). Houve diferença significativa entre os grupos no *Z-score* somente para a cinemática ( $p=0,003$ ). 2. A MANOVA mostrou interação entre grupos ( $\Lambda=0,738$ ;

$F = 57.12$ ;  $p < 0.001$ ). Houve diferença significativa no primeiro duplo apoio ( $p=0.008$ ), apoio simples ( $p<0.001$ ) e comprimento da passada ( $p<0.001$ ). O SPM demonstrou diferença entre os grupos para a inclinação lateral e rotação do tronco; obliquidade pélvica; adução e flexão do quadril; flexão do joelho; dorsiflexão; e ângulo de progressão do pé. **Conclusão:** Mulheres com DPF apresentam alteração no padrão de movimento durante o SDL, mas nenhuma alteração na atividade muscular. Utilizando o MDP, combinando variáveis cinemáticas e eletromiográficas de diferentes segmentos e músculos, a cinemática foi a que mais influenciou na distinção entre mulheres com e sem DPF.

**Palavras-chave:** Dor patelofemoral, Cinemática, Eletromiografia, *Movement Deviation Profile, Statistical Parametric Mapping*.

## ABSTRACT

**Introduction:** Individuals with patellofemoral pain (PFP) experience pain during walking, however, they do not present changes in movements that increase stress on the patellofemoral joint in this task. It is not known exactly how pain and movement are related in walk and the evidence of kinematic changes in this task is limited. PFP is related to changes in muscle activity and movement patterns during functional tasks. Despite the common use of electromyography amplitude signal analysis, the evidence regarding this variable in PFP is heterogeneous and limited. **Objectives:** **1.** To determine whether the combined analysis of kinematics and electromyography data enhances the ability to differentiate between women with and without PFP, compared to the independent analysis of kinematics and electromyography. **2.** Compare walking angular kinematics between women with and without PFD using Statistical Parametric Mapping (SPM); compare walking linear kinematics between women with and without PFP; evaluate the relationship between pain intensity and angular kinematics in women with PFP in the variables that present differences between the groups. **Methods:** **1.** Case-control study that evaluated kinematics and electromyography during the lateral Step Down (LSD) of 37 women with PFP and 34 unimpaired controls. For 3D kinematics, movements in the sagittal, frontal and transverse planes of the trunk, pelvis, hip, knee and foot were evaluated. For electromyography, signals from the adductor longus, gluteus medius, vastus lateralis and medialis, rectus femoris, biceps femoris, medial gastrocnemius and tibialis anterior muscles were used. The Movement Deviation Profile (MDP) was used to analyze kinematics, electromyography and kinematics combined with electromyography. A MANOVA of MDPmean Z-scores was used to compare the groups, considering  $p<0.05$ . **2.** Cross-sectional study that evaluated the walking kinematics of 571 women with PFP and 571 unimpaired controls. For angular variables, movements in the sagittal, frontal and transverse planes of the trunk, pelvis, hip, knee and foot were considered. For the linear variables, the time of the first double support, time of the second double support, time of the single support, stride length, speed and cadence were considered. To compare linear data between the two groups, a MANOVA was used, considering  $p<0.05$ ; and to compare the angular data, SPM was used. **Results:** **1.** MANOVA showed group interaction ( $\Lambda=0.838$ ;  $F=4.329$ ;  $p=0.008$ ). There was a significant difference between groups in the Z-score only for kinematics ( $p=0.003$ ). **2.** MANOVA showed interaction between groups ( $\Lambda = 0.738$ ;  $F = 57.12$ ;  $p < 0.001$ ). There was a

significant difference in the first double support ( $p=0.008$ ), single support ( $p<0.001$ ) and stride length ( $p<0.001$ ). The SPM demonstrated a difference between groups for lateral inclination and trunk rotation; pelvic obliquity; hip adduction and flexion; knee flexion; dorsiflexion; and foot progression angle. **Conclusion:** Women with PFP exhibit altered movement patterns during the LSD task, but no change in muscular activity. Using the MDP, which can combine kinematic and electromyography variables from different segments and muscles, kinematics was the most influential in distinguishing between women with and without PFP.

**Keywords:** Patellofemoral pain, Kinematics, electromyography, *Movement Deviation Profile, Statistical Parametric Mapping.*

# Sumário

<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	13
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	14
<b>LISTA DE ABREVIATURAS</b> .....	15
<b>1. CONTEXTUALIZAÇÃO</b> .....	17
<b>1.1 Dor Patelofemoral</b> .....	17
<b>1.2 Dor Patelofemoral na Marcha</b> .....	19
<b>1.3 Dor Patelofemoral e Atividade Muscular</b> .....	21
<b>1.4 Análise de Series temporais</b> .....	23
<b>1.5 Justificativa</b> .....	25
<b>2. OBJETIVOS</b> .....	27
<b>2.1 Objetivo 1</b> .....	27
<b>2.2 Objetivo 2</b> .....	27
<b>3. RESULTADOS</b> .....	28
<b>3.1 ESTUDO 1</b> .....	29
3.1.1 Introduction .....	30
3.1.2 Methods.....	31
3.1.3 Results .....	34
3.1.4 Discussion .....	35
3.1.5 Conclusion.....	38
3.1.6 References .....	39
<b>3.2 ESTUDO 2</b> .....	48
3.2.1 Introdução .....	49
3.2.2 Métodos.....	51
3.2.3 Resultados .....	54
3.2.4 Referências.....	59
<b>4. REFERÊNCIAS</b> .....	62
<b>5. ANEXOS</b> .....	68
ANEXO 1 - Escala de Avaliação Numérica da Dor (NPRS).....	68
ANEXO 2 - ESCALA PARA DOR ANTERIOR DO JOELHO (EDAJ – AKPS) .....	69
<b>6. APÊNDICES</b> .....	73
APÊNDICE 1 – Ficha de Avaliação .....	73

## LISTA DE TABELAS

### Estudo 1

**Table 1.** Values and comparison between the patellofemoral pain group and control group of anthropometric characteristics, Anterior Knee Pain Scale, characteristics of pain (intensity and duration), Maximal Isometric Muscle Strength and International Physical Activity Questionnaire.....44

**Table 2.** Values and comparison between the patellofemoral pain group and control group of the of z-score of the mean value of the Movement Deviation Profile for the variables of kinematics, electromyography, and kinematics with electromyography.....45

### Estudo 2

**Tabela 1.** Características antropométricas e descritivas da amostra, pontuação do questionário e comparação entre grupos.....52

**Tabela 2.** Tabela 2. Média e intervalo de confiança (95%) dos parâmetros espaço-temporais da marcha e comparação entre os grupos.....53

## LISTA DE FIGURAS

### Estudo 1

**Figure 1.** Flowchart of study steps. Patellofemoral pain (PFP); Numerical Pain Rating Scale (NPRS); Electromyography (EMG); Maximal Isometric Muscle Strength; International Physical Activity Questionnaire (IPAQ); Anterior Knee Pain Scale (AKPS); Movement Deviation Profile (MDP).....42

**Figure 2.** The Movement Deviation Profile graphics (mean and 95% confidence interval); 1. Graphics of the entire movement cycle; 2. Graphics of deviations between the Patellofemoral pain group and controls of the single value of Movement Deviation Profile; A. Summarizes the 13 kinematics variables; B. Summarizes the electromyographic signal of the 8 muscles; C. Summarizes the 13 kinematics variables with the electromyographic signal of the 8 muscles. Patellofemoral pain (purple) and the control group (green).....43

### Estudo 2

**Figura 1.** Gráficos com o Statistic Parametric Mapping (SPM). As barras pretas na parte inferior de cada gráfico representam os períodos do ciclo em que houve diferença entre os grupos ( $P<0.05$ ). A linha de cor vermelha representa o grupo dor patelofemoral; a linha de cor verde representa o grupo controle; Valores positivos são: flexão, rotação interna, dorsiflexão, inclinação/queda contralateral, adução, valgo e dorsiflexão.....55

## LISTA DE ABREVIATURAS

**2 MSE:** Dois erros quadráticos médios

**3D:** Tridimensional

**95%CI:** *95% confidence intervals*

**%:** Porcentagem

**%:** *Percentage*

**Abd:** *Abductors*

**Abd:** Abdutores

**AKPS:** *Anterior Knee Pain Scale*

**APF:** Articulação Patelofemoral

**BMI:** *Body Mass Index*

**COEP:** Comitê de Ética em Pesquisa

**DPF:** Dor Patelofemoral

**EMG:** Eletromiografia

**EMG:** *Electromyography*

**Ext:** Extensores

**Ext:** *Extensors*

**IC:** intervalos de confiança de 95%

**IMC:** índice de massa corporal

**IPAQ:** *International Physical Activity Questionnaire*

**KG:** *kilogram*

**KG:** Quilograma

**LSD:** *Lateral Step Down*

**M:** *Meters*

**M:** Metros

**MANOVA:** Análise multivariada de variância

**MANOVA:** *Multivariate analysis of variance*

**MIMS:** *Maximal isometric muscle strength*

**Min:** Minuto

**MDP:** *Movement Deviation Profile*

**NPRS:** Escala Numérica de Avaliação da Dor

**NPRS:** *Numerical Pain Rating Scale*

**PFP:** *Patellofemoral pain*

**RFT:** *Random Field Theory*

**Rot:** *Lateral rotators*

**Rot:** Rotadores laterais

**S:** Segundos

**SDL:** *Step Down Lateral*

**SPM:** *Statistical Parametric Mapping*

**VAF:** coeficiente de variação

## 1. CONTEXTUALIZAÇÃO

### 1.1 Dor Patelofemoral

Condições musculoesqueléticas influenciam negativamente a vida da população, sendo caracterizadas por dores que limitam a mobilidade, reduzem a capacidade de desempenho no trabalho e a participação dos indivíduos na sociedade. As condições musculoesqueléticas promovem limitações temporárias ou permanentes na participação das atividades diárias e são consideradas as disfunções que mais contribuem para os anos vividos com incapacidade. Além disso as condições musculoesqueléticas são consideradas a segunda forma mais comum de dor e aproximadamente 1,71 bilhão de pessoas no mundo convivem com essas disfunções. Pessoas que convivem com essas condições apresentam aumento do risco de desenvolver outras doenças, como as cardiovasculares e problemas de saúde mental<sup>1</sup>.

Dores na região do joelho são consideradas uma das condições musculoesqueléticas mais comuns, sendo que a dor patelofemoral (DPF) é a mais frequente dor localizada na articulação do joelho<sup>2</sup>. A DPF possui uma prevalência em torno de 12 a 13% em indivíduos entre 18 e 35 anos e acomete mais as mulheres que os homens, sendo 2.23 vezes mais comum no sexo feminino<sup>3,4</sup>.

A DPF é uma condição musculoesquelética que afeta a capacidade e a participação dos indivíduos em atividades físicas<sup>5</sup>. Essa condição também reduz a qualidade de vida dos indivíduos em vários aspectos, como função, dor, saúde geral, vitalidade, aspectos sociais, emocionais e mentais<sup>6,7</sup>. Esses impactos são comparáveis aos da osteoartrite de joelho<sup>7</sup>.

A articulação patelofemoral (APF), que é acometida na DPF, é formada pela patela e fêmur, através do sulco troclear. A patela é considerada o maior osso sesamoide do corpo e sua principal função é aumentar o braço de momento do músculo quadríceps. Essa articulação está sujeita a grandes sobrecargas e a DPF está associada a tarefas do cotidiano com grande demanda, como agachar, subir e descer escadas, correr e saltar<sup>4,8</sup>.

A dor na região retro e/ou peri patelar com início insidioso é associada às atividades de sobrecarga, faz com que a etiologia da DPF seja frequentemente atribuída a um modelo patomecânico de aumento do estresse na APF. Nesse modelo, o aumento do estresse está associado a redução da espessura da cartilagem patelar, que

consequentemente, pode gerar um processo nociceptivo no osso subcondral. O aumento no estresse da APF é comumente atribuído à diversas alterações, como as biomecânicas, contemplando alterações cinemáticas e cinéticas; alterações estruturais como aumento do ângulo-Q, tróclea rasa e patela alta; menor força muscular dos abdutores, rotadores laterais e extensores do quadril e extensores do joelho; encurtamentos musculares do quadríceps e isquiotibiais<sup>9</sup>.

No entanto, com o passar do tempo foi demonstrado que o modelo patomecânico não consegue explicar de forma integral a etiologia da DPF<sup>10</sup>. Estudos apontam que não há relação direta entre alterações estruturais na APF com a DPF<sup>11,12,13</sup>. Além disso, apesar dos tratamentos comumente pautados no modelo patomecânico terem resultados positivos a curto prazo<sup>4</sup>, essa condição possui um prognóstico considerado ruim, com aproximadamente 50% dos pacientes apresentando desfechos negativos de 5 a 8 anos após o tratamento<sup>14</sup>.

Pesquisadores começaram a explorar variáveis diferentes das propostas pelo modelo patomecânico. Questões psicossociais e de sensibilização central podem afetar negativamente a recuperação dos pacientes com DPF. Foram encontrados sinais de catastrofização, ansiedade e depressão em pessoas com DPF<sup>10,15</sup>, além disso, maiores níveis de cinesiofobia estão relacionados com maior dor e incapacidade<sup>10</sup>. Também foram encontrados sinais de sensibilização central nessa população, com a presença de hiperalgesia local e difusa, aumento do fenômeno da somação temporal e diminuição na resposta do sistema descendente do controle da dor no teste da modulação condicionada da dor<sup>9</sup>. Entretanto, nem todos indivíduos acometidos pela DPF apresentam alterações psicossociais e características de sensibilização central<sup>4,16</sup>; e apesar da importância de estudar as variáveis psicológicas e de sensibilização central, ainda existe a necessidade de avaliar outras questões que compõem o modelo patomecânico.

Estudos indicam que na DPF, alterações no padrão de movimento são comuns<sup>4,9,17</sup>. Essas alterações incluem inclinação ipsilateral do tronco, queda contralateral da pelve, rotação interna e adução do quadril, rotação interna da tíbia, abdução do joelho e eversão do retropé. Essas mudanças podem supostamente aumentar o estresse na articulação APF, aumentando a força de deslocamento mais lateral da patela. Isso diminui a área de contato entre a patela e o fêmur e direciona o componente do vetor da força de reação da APF lateralmente<sup>8,9,18</sup>. Como consequência, esse estresse pode exceder a capacidade tecidual das estruturas na região da APF<sup>19</sup>. Movimentos repetitivos realizados

com alterações no padrão de movimento podem exceder a capacidade tecidual das estruturas neuromusculo-esqueléticas, acarretando a perda da homeostase dessas estruturas e assim contribuir para o processo de dor<sup>8,19</sup>.

Fatores psicossociais e a sensibilização central podem influenciar os limites da capacidade tecidual e do limiar da dor<sup>19</sup>, também existe uma interação entre esses fatores com o padrão de movimento em indivíduos com DPF. No estudo Silva e colaboradores (2019) foi demonstrado que em mulheres com DPF um maior nível de cinesiofobia está correlacionada com menor cadência e menor pico de flexão de joelho na tarefa de descida de escada<sup>20</sup>; assim como é proposto que para o início do processo de sensibilização central um estímulo nociceptivo constante e/ou repetitivo, tenha sua origem no aumento do estresse na APF em decorrência de alterações biomecânicas<sup>21</sup>.

Apesar da relevância e de serem apontadas com frequência, existe uma grande variação nos resultados encontrados nos estudos sobre as diferenças no padrão de movimento entre indivíduos com DPF e pessoas saudáveis<sup>9</sup>. Além disso nem todos os indivíduos com DPF apresentam alterações no padrão de movimento, já que há estudos que não apontam diferenças em aspectos da cinemática em mulheres com DPF<sup>22,23</sup>.

Diferentes fatores podem ter influência na cinemática de indivíduos com DPF. A atividade neuromuscular alterada dos músculos proximais, locais e distais podem contribuir para as diferentes respostas cinemáticas<sup>24,25</sup>. Diferentes demandas, orientações (direção do movimento, limitações de amplitude, posicionamento) e fases (propulsão e absorção) das tarefas realizadas também podem ter influência na cinemática<sup>19,22,26</sup>. Apesar de tarefas com altas demandas exigirem mais do sistema musculoesquelético, tarefas como a marcha, podem diferenciar mais a cinemática de mulheres com DPF de saudáveis do que deambulação na escada e a fase de propulsão do Hop Test<sup>27</sup>.

## 1.2 Dor Patelofemoral na Marcha

A marcha é uma tarefa fundamental na vida de um indivíduo, sendo um modo comum de deslocamento de um lugar para o outro. A marcha pode ser definida como uma série de movimentos rítmicos das extremidades inferiores que resulta na progressão do corpo para frente com gasto mínimo de energia<sup>28</sup>. Como uma tarefa de extrema relevância para a funcionalidade do dia a dia, a capacidade de caminhar é um dos fatores mais importantes na determinação da qualidade de vida e uma marcha saudável é

considerada fundamental<sup>29,30</sup>. O desempenho da marcha pode ser influenciado por diversos fatores, dentre eles as condições musculoesqueléticas.

A análise da marcha é uma forma sistemática de identificar variações no padrão de movimento, com o objetivo de mostrar desvios do padrão considerado típico<sup>31</sup>. Além disso a avaliação da marcha busca interpretar como uma doença pode influenciar seu desempenho<sup>32</sup>. A identificação de alterações no padrão da marcha também auxilia no desenvolvimento de um processo de reabilitação mais adequado<sup>33</sup>.

Indivíduos com DPF apresentam dor durante a realização da marcha e assim como em outras tarefas<sup>34</sup>, já foi levantada a hipótese que o aumento do estresse da APF está relacionado com a etiologia da DPF. Brechter e colaboradores (2002) demonstraram que indivíduos com DPF apresentam aumento do estresse na APF durante a marcha em relação à indivíduos saudáveis<sup>35</sup>. O aumento do estresse na APF pode ser atribuído ao aumento da força de reação da APF e à diminuição da área de contato entre a patela e o fêmur<sup>8,35,36</sup>.

Ao contrário da hipótese levantada por alguns estudos<sup>9,36</sup>, indivíduos com DPF apresentam menor força de reação da APF na marcha em relação à indivíduos saudáveis<sup>8</sup>. Essa menor força de reação pode ocorrer em decorrência de um menor momento interno extensor do joelho<sup>17,35</sup>. A menor força de reação da APF também pode ocorrer em consequência de compensações cinemáticas como menor flexão de joelho e maior flexão de tronco na fase de apoio da marcha<sup>17,35</sup>. Essas alterações foram apontadas como possíveis compensações que indivíduos acometidos pela DPF realizam para evitar a dor, e esse comportamento de evitação pode estar relacionada a questões que atrapalham a recuperação de indivíduos com DPF como a cinesiofobia<sup>10,35</sup>.

A redução da área de contato entre a patela e o fêmur e por consequência o aumento da relação de força por área da APF é comumente atribuída às alterações cinemáticas nos planos transversal e frontal<sup>9,35</sup>, no entanto indivíduos com DPF não apresentam alterações nos movimentos de adução e rotação interna do quadril e de rotação interna e abdução do joelho durante a marcha<sup>17</sup>.

Duas revisões sistemáticas já foram produzidas para sintetizar as evidências a respeito da cinemática da marcha em indivíduos com DPF<sup>17,33</sup>. Entretanto algumas limitações a respeito desse assunto ainda estão presentes. As características cinemáticas da marcha variam muito entre os estudos e ainda não está bem definido quais as possíveis

alterações que indivíduos com DPF apresentam durante a locomoção. Em sua maioria, as variáveis cinemáticas apresentam evidência moderada a limitada<sup>17</sup>. Essa variação entre os achados é atribuída em parte à amostra pequena encontrada na maior parte dos estudos. Além disso, que seja do nosso conhecimento, nenhum estudo que avalia a cinemática da marcha nessa população incluiu a avaliação do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo utilizando os três planos de movimento. Portanto, se faz necessária a produção de novos estudos, com maior rigor metodológico, uma amostra mais robusta e com a presença de mais segmentos e planos de movimentos<sup>17,33</sup>. Comumente a análise dos dados cinemáticos da marcha de indivíduos com DPF é realizada através de valores discretos da trajetória angular durante o ciclo de movimento<sup>17</sup>. Essa forma de análise é válida, pois auxilia na identificação de diferenças específicas entre pessoas com e sem DPF. Entretanto, esse método é mais indicado quando se tem uma hipótese bem definida de possíveis alterações em um instante ou período bem determinado do ciclo de marcha. Assim, uma avaliação mais ampla, abrangendo um período ou todo o ciclo, pode favorecer uma melhor compreensão das possíveis alterações cinemáticas dessa população<sup>37,38</sup>.

### 1.3 Dor Patelofemoral e Atividade Muscular

Alterações no padrão de movimento de pessoas com DPF podem ser explicadas pela menor força dos músculos do quadril e joelho, como sugerem alguns estudos<sup>25,39</sup>. Essa hipótese é reforçada pelo fato de que essas pessoas têm menos força muscular do que as saudáveis<sup>9,25,39,40,41,42</sup>. Entretanto, alguns estudos demonstraram que talvez não exista uma relação direta entre a força muscular e as alterações no padrão de movimento<sup>43,44,45</sup>. No estudo feito por Rabelo e colaboradores (2017), foi demonstrado que após o fortalecimento dos músculos do quadril e joelho não houve diferença nas variáveis cinemáticas do tronco e membros inferiores na tarefa do *Step Down* em mulheres com DPF<sup>44</sup>.

Em indivíduos acometidos pela DPF os músculos dos membros inferiores podem ter uma ativação diferente de indivíduos sem dor, o que pode afetar o padrão de movimento. Um atraso na ativação do vasto medial obliquo em relação ao vasto lateral pode alterar o alinhamento da patela durante atividades de descarga de peso<sup>25,46</sup>, assim como o atraso na atividade do glúteo médio pode estar relacionado com aumento da adução de quadril em corredores com DPF<sup>24</sup>. Diferentes estratégias motoras em uma tarefa também podem influenciar a ativação muscular em indivíduos com DPF<sup>25</sup>. Uma

maior inclinação ipsilateral do tronco desloca o centro de massa para mais próximo do quadril, reduzindo a demanda do glúteo médio e por consequência a sua atividade<sup>25,47</sup>. Alterações na eletromiografia (EMG), como menor valor da atividade do glúteo médio durante o agachamento unipodal, menor duração da ativação do glúteo médio durante a descida de escada, atraso no início da excitação do vasto medial em relação ao vasto lateral na subida e descida de escada, já foram observadas em pessoas com DPF<sup>25,48,49</sup>.

A análise da amplitude do sinal é comum na EMG, porém a maioria dos músculos avaliados não apresentam diferenças entre indivíduos com e sem DPF. Entretanto, duas recentes revisões sistemáticas apontam para heterogeneidade, escassez e falta de consenso a respeito da evidência sobre a ativação muscular em indivíduos com DPF<sup>25,49</sup>.

A amplitude do sinal dos músculos mais comumente estudados em indivíduos com DPF são do vasto medial, vasto lateral, glúteo médio e glúteo máximo<sup>25,49</sup>. Porém, fatores proximais, locais e distais também podem influenciar de alguma forma a DPF. Assim, outros músculos, que não foram frequentemente investigados, podem apresentar alterações na sua atividade elétrica em pessoas com DPF. Um exemplo é o bíceps femoral, que mostrou uma maior amplitude de sinal da EMG na fase de propulsão do *Single Leg Triple Hop Teste*<sup>26</sup>.

Cada tarefa impõem uma demanda diferente ao sistema neuromusculoesquelético, então diferentes tarefas podem gerar diferentes respostas cinemáticas em indivíduos com DPF. Como existe uma interação entre o padrão de movimento e a atividade muscular, uma tarefa que exija mais do controle motor pode ajudar a evidenciar possíveis alterações na atividade muscular. Um estudo produzido por Ferreira e colaboradores (2019) demonstrou que dentre diversas tarefas avaliadas o *Step Down Lateral* (SDL) é a que mais diferencia mulheres com e sem DPF, através da cinemática<sup>27</sup>. Entretanto que seja do nosso conhecimento nenhum estudo avaliou a amplitude do sinal da EMG durante o SDL.

As avaliações da atividade muscular normalmente são realizadas de forma individual para cada músculo<sup>50</sup>, porém para a execução de um movimento funcional é necessário a combinação da ativação de diversos músculos de forma integrada<sup>19</sup>. Diferentes combinações de ativação podem ocorrer para a execução de uma tarefa que envolve diversos segmentos, por isso ao invés de haver uma diferença na atividade

individual de cada músculo entre mulheres com DPF e saudáveis, pode existir uma diferença no padrão geral de ativação muscular responsável por realizar uma tarefa<sup>19</sup>.

Diferentes formas de avaliação da atividade muscular já foram realizadas em mulheres com DPF e foi verificado que avaliar a atividade muscular de diversos músculos de forma simultânea ajuda na diferenciação de mulheres com DPF de saudáveis<sup>50</sup>. Ao comparar a coordenação motora entre mulheres com e sem DPF através das sinergias musculares, mulheres com DPF apresentaram maior valor no coeficiente de variação (VAF) do músculo em mulheres com DPF, principalmente do reto femoral e vasto medial, isso pode indicar uma menor complexidade da atividade muscular para solucionar os desafios impostos por diferentes tarefas<sup>50</sup>.

Mulheres com DPF frequentemente apresentam alteração no padrão de movimento, que pode estar relacionado com a atividade muscular. Portanto, uma ferramenta que integre informações de diversos músculos proximais, locais e distais pode ser útil para avaliar se existe diferença na ativação muscular; e se a associação entre cinemática e a atividade muscular auxilia na melhor diferenciação entre indivíduos com e sem DPF.

#### **1.4 Análise de Series temporais**

Frequentemente as avaliações do movimento, mesmo quando realizadas através da cinemática 3D, se concentram em avaliações discretas de variáveis, não abrangendo os três planos de movimento simultaneamente e avaliando apenas algumas articulações e segmentos<sup>17,19</sup>. Entretanto, já é reconhecido que para a execução de um movimento existe uma interação entre os diversos segmentos nos diversos planos de movimento<sup>19</sup>. Para a DPF existe a influência de fatores proximais, locais e distais que interagem entre si, nos três planos de movimento e que repercutem no movimento da articulação do joelho e da APF<sup>4,51</sup>. Concentrar a avaliação em um único segmento ou plano pode ocasionar a perda de informações relevantes para o melhor entendimento do movimento, assim uma abordagem multiplanar e multisegmentar é mais representativa de atividades funcionais<sup>19</sup>.

Muitos estudos biomecânicos avaliam características gerais do padrão de movimento usando apenas pontos específicos do ciclo de movimento. Essa abordagem simplifica a avaliação, mas reduz a complexidade e pode não captar bem as alterações do padrão de movimento e as diferenças entre os grupos de pessoas em uma determinada

tarefa. Além disso, aumenta as incertezas sobre os resultados, pois ao fazer várias comparações, aumenta o risco de erro do tipo I<sup>37,38</sup>.

A DPF têm uma relação complexa e inconclusiva com o padrão de movimento em diferentes tarefas desempenhadas no dia a dia. As alterações no padrão de movimento em mulheres com DPF podem estar relacionadas ao surgimento, persistência e recorrência dessa disfunção<sup>8,17</sup>. Neste sentido, diferentes métodos de avaliação podem auxiliar na compreensão deste assunto<sup>4,19</sup>.

Métodos de avaliação e comparação de dados em análise de movimento com características que permitem interpretação de forma contínua já foram empregados em diferentes condições musculoesqueléticas, inclusive na DPF<sup>27,50,52,53</sup>. Dentre esses métodos de avaliação e comparação estão o *Statistical Parametric Mapping* (SPM) e o *Movement Deviation Profile* (MDP).

O SPM é um método de análise estatística que foi desenvolvido originalmente para analisar dados de neuroimagem do fluxo sanguíneo cerebral obtidos por ressonância magnética funcional. Esses dados consistem em volumes espaciais de imagens, que representam a atividade cerebral em diferentes regiões do cérebro ao longo do tempo<sup>54</sup>. Além disso, o SPM também pode ser aplicado a outros tipos de dados que apresentam variações no espaço e no tempo<sup>54</sup>, como os dados biomecânicos<sup>37,38</sup>. O SPM é um método estatístico que se baseia na *Random Field Theory* (RFT), que é uma teoria que trata de campos aleatórios, ou seja, funções que variam aleatoriamente no espaço e no tempo. O SPM usa essa teoria para determinar um limiar estatístico, que consiga rejeitar a hipótese nula. Para determinar esse limiar, o SPM leva em consideração a suavidade dos dados, que é o grau de correlação espacial entre os pontos vizinhos, e a covariância entre os pontos distribuídos no decorrer do tempo, que é uma medida de como duas variáveis mudam juntas. O SPM realiza uma inferência topológica, que é um tipo de inferência que considera as propriedades geométricas dos dados, ao invés de comparar diversos pontos discretos do ciclo de movimento. Assim, o SPM realiza uma análise estatística contínua, que compara os dados ao longo de todo o intervalo de tempo, ao invés de comparações de valores pontuais, que comparam os dados em momentos específicos. Dessa forma, o SPM diminui a ocorrência do erro do tipo I, por reduzir o número de comparações<sup>37,38</sup>.

O MDP é uma rede neural artificial auto-organizada que consegue através do aprendizado não supervisionado discriminar dados de diferentes grupos. Nessa rede

neural são inseridos um conjunto de variáveis de forma simultânea e o resultado é dado em uma representação bidimensional simplificada contendo a interação de todas as variáveis nele inseridas. O MDP primeiramente é treinado com o conjunto de dados considerados normais ou um grupo controle e após esse treinamento os dados de cada indivíduo do grupo que está sendo avaliado são comparados com valor de normalidade. No MDP podem ser inseridos dados de diferentes sinais biológicos inclusive de forma simultânea que geram um resultado com uma curva ou valor médio único, assim sendo possível integrar diversos sinais de EMG de diferentes músculos e integrar as variáveis cinemáticas com o EMG<sup>55</sup>. Essa ferramenta já foi utilizada em mulheres com DPF e foi demonstrado que quando avaliado os valores máximos e de amplitude de movimento na cinemática 3D durante o SDL dos segmentos do tronco, pelve, coxa, perna e pé não foi apresentado diferenças entre mulheres com DPF e saudáveis, entretanto quando avaliadas através do MDP houve diferença entre os grupos<sup>52</sup>. Essas características fazem com que o MDP seja uma ferramenta que pode auxiliar na melhor compreensão do movimento quando todas as variáveis de interesse são estudadas em conjunto, de forma contínua e ao longo de todo o ciclo do movimento.

### 1.5 Justificativa

Há evidências de que a DPF interfere em alguns aspectos da atividade muscular como a amplitude e no padrão de movimento<sup>24,25,56</sup>. No entanto, não há consenso sobre as possíveis alterações na amplitude do sinal da EMG em pacientes com DPF<sup>25,49</sup>. Alguns músculos relevantes para a DPF não foram amplamente avaliados através da EMG. A amplitude do sinal não foi avaliada no SDL, que é uma tarefa com alta demanda do controle neuromuscular e capaz de diferenciar a cinemática de mulheres com e sem DPF<sup>27</sup>. Além disso, as análises da EMG frequentemente são realizadas de forma independente para cada músculo. Estudo recente demonstrou que a que a análise do movimento por meio de uma rede neural, de forma integrada, pode diferenciar mulheres com DPF de saudáveis na tarefa do SDL<sup>27</sup>. Sendo assim, se faz necessária a produção de um estudo que utilize um método que combine informações eletromiográficas de diversos músculos e também informações eletromiográficas com as cinemáticas, para avaliar se a integração dessas variáveis pode auxiliar na melhor diferenciação entre mulheres com DPF e saudáveis.

Não há consenso sobre as possíveis alterações cinemáticas na marcha de pessoas com DPF e para muitas das variáveis já estudadas a evidência é considerada de moderada

a limitada. A maioria dos estudos que avaliam a marcha nessa população tem uma amostra pequena e que seja do nosso conhecimento, nenhum estudo incluiu a avaliação do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo utilizando os três planos de movimento. Uma análise que possibilite avaliar todo o ciclo de movimento pode auxiliar a compreensão das possíveis alterações do padrão de movimento dessa população. Logo, se faz necessário realizar um estudo que aborde essas limitações encontradas na literatura.

## 2. OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo 1

Determinar se a análise combinada de dados cinemáticos e da EMG aumenta a capacidade de diferenciar mulheres com e sem PFP, em comparação com a análise independente da cinemática e da atividade eletromiográfica.

### 2.2 Objetivo 2

Comparar a cinemática angular da marcha entre mulheres com e sem DPF através do SPM; comparar entre mulheres com e sem DPF as variáveis da cinemática linear da velocidade, cadência, tempo do primeiro duplo apoio, tempo do segundo duplo apoio, tempo do apoio simples e comprimento de passada; também avaliar a relação entre a intensidade de dor e a cinemática angular em mulheres com DPF nas variáveis que apresentam diferença entre os grupos.

### 3. RESULTADOS

Os resultados da presente tese serão apresentados no formato de artigo. O estudo 1, intitulado “*Movement patterns are different but muscle activations are unchanged in women with patellofemoral pain.*” foi submetido ao periódico *Journal of Sport and Health Science*, o qual estamos esperando a resposta.

O estudo 2, provisoriamente intitulado “Análise cinemática tridimensional da marcha dos movimentos do tronco, pelve e membros inferiores entre indivíduos com e sem dor patelofemoral por meio do Statistical Parametric Mapping” foi desenvolvido até parte dos resultados. Os resultados da regressão linear estão sendo produzidos e após a obtenção desses resultados será realizada a discussão e conclusão do estudo.

### 3.1 ESTUDO 1

**Movement patterns are different but muscle activations are unchanged in women with patellofemoral pain.**

#### Abstract

**Background:** Patellofemoral pain (PFP) affects many women's movement function and quality of life. PFP is related to changes in muscle activity and movement patterns during functional tasks. This study aimed to determine whether the combined analysis of kinematics and electromyography data enhances the ability to differentiate between women with and without PFP, compared to the independent analysis of kinematics and electromyography.

**Methods:** 37 women with PFP and 34 unimpaired controls were evaluated for kinematics and electromyography during the Lateral Step Down (LSD) task. For 3D kinematics, movements in the sagittal, frontal, and transverse planes of the trunk, pelvis, hip, knee, and foot were assessed. For electromyography, filtered, rectified, and smoothed signals from the adductor longus, gluteus medius, vastus lateralis and medialis, rectus femoris, biceps femoris, medial gastrocnemius and tibialis anterior muscles were used. The artificial neural network-based Movement Deviation Profile (MDP) was used to analyse kinematics, electromyography and kinematics combined with electromyography. A MANOVA of MDP<sub>mean</sub> Z-scores was used to compare the groups, considering  $p<0.05$ .

**Results:** Multivariate analysis showed group interaction ( $\Lambda=0.838$ ;  $F=4.329$ ;  $p=0.008$ ). There was a significant difference between groups in the Z-score for kinematics ( $p=0.003$ ). However, no significant differences were observed between groups for electromyography ( $p=0.23$ ) and kinematics with electromyography ( $p=0.46$ ).

**Conclusion:** Women with PFP exhibit altered movement patterns during the LSD task but no change in muscular activity. Using the MDP, which can combine kinematic and electromyography variables from different segments and muscles, kinematics was the most influential in distinguishing between women with and without PFP.

**Keywords:** Patellofemoral pain, Kinematics, Electromyography, Movement Deviation Profile.

### 3.1.1 Introduction

Patellofemoral Pain (PFP) is a prevalent knee condition that affects individuals across various age groups, particularly women aged between 10 and 50 years<sup>1</sup>. This condition results in pain around or behind the knee while climbing stairs, squatting, or running. The condition is diagnosed based on these symptoms, without any specific injury or damage to the knee. As a chronic and recurrent issue, PFP can significantly interfere with daily activities, work, sports and leisure<sup>2</sup>. It may also lead to reduced physical activity, diminished quality of life and increased consumption of painkillers<sup>3</sup>. Despite these challenges, knee disorders remain the most costly musculoskeletal disorder worldwide, contributing to years lived with disability<sup>4</sup>.

The way muscles contract during movement can be altered by PFP. These activations occur because pain transmits sensory signals to the spinal cord, which alters the excitability of motor neurons. Consequently, the muscles may activate less frequently and later, promoting a pattern of flexor muscle activation and inhibition of the hip and knee extensors<sup>5,6</sup>. Moreover, pain can also change the representation and organization of the quadriceps muscles in the brain, particularly in the primary motor cortex, which is responsible for voluntary movement control<sup>7</sup>. These alterations can hinder the planning and execution of movements, leading to kinematic changes such as increased hip adduction when running and decreased knee flexion when descending stairs<sup>7,8</sup>.

Movement depends on muscle activation, which can vary based on the motor strategy employed. For instance, an ipsilateral trunk tilt during a single-leg task can reduce the demand and activation of the gluteus medius<sup>9,10</sup>. Recent systematic reviews have shown a delay in the activation of the vastus medialis muscle relative to the vastus lateralis, increased activation of the biceps femoris, and a shorter duration of gluteus medius activity on electromyography (EMG) in women affected by PFP<sup>10,11</sup>. However, most hip, knee and ankle muscles do not exhibit differences in EMG between women with PFP and healthy women. The evidence regarding muscle activation in this population is conflicting, heterogeneous, and limited for specific muscles<sup>10,11</sup>. Although movement requires combined activation of several muscles, assessments for each muscle activity are usually performed separately<sup>12,13</sup>. Different combinations of activation may occur during a task involving multiple joints. Hence, the general pattern of muscle activation may be altered instead of in the individual activity of each muscle in individuals with and without PFP<sup>13</sup>.

Muscle activity is typically measured per-muscle basis<sup>12</sup>, yet functional movement requires the coordinated activation of multiple muscles<sup>13</sup>. Consequently, the difference between women with and without PFP may not lie in the activity of individual muscles but rather in the overall pattern of muscle activation during a multisegmental task<sup>13</sup>.

Women with PFP exhibit alterations in their movement patterns, which can be identified by a neural network that relies on kinematics<sup>14</sup>. However, the neuromuscular activity of these women remains a subject of debate<sup>10,11</sup>, and it is unclear whether EMG can distinguish them from healthy women when integrated with kinematics. While there is evidence of an interaction between muscle activity and movement pattern<sup>7,8,10</sup>, using a method that combines kinematics and electromyography is yet to be explored.

The Movement Deviation Profile (MDP) is a self-organising artificial neural network that, through unsupervised learning, can distinguish data from different groups. The MDP reduces the dimensionality of multiple variables with minimal loss of information content, thereby simplifying the interpretation of a dataset<sup>15</sup>. It has already differentiated the movement patterns of women with PFP and healthy women, using kinematic variables from various segments<sup>14</sup>. The MDP can combine data from multiple biological signals, including kinematics and EMG, to generate a single value<sup>15</sup>.

This study aimed to determine whether the combined analysis of kinematics and EMG data enhances the ability to differentiate between women with and without PFP, compared to the independent analysis of kinematics and electromyographic activity. This study attempted to answer two research questions:

1. Do women with and without PFP exhibit movement patterns and muscle activation differences separately?
2. Does the combination of electromyography and kinematics by the Movement Deviation Profile improve the ability to differentiate between these groups?

### 3.1.2 Methods

#### Study design

This case-control study was conducted in the Human Movement Analysis laboratory and approved by the ethics committee in human research (protocol number 2.732.037).

## Sample

A convenience sample of 103 women was selected; 11 were excluded due to eligibility criteria, 12 for not attending the assessment, and nine for poor quality of EMG. A total of 71 individuals were included in the study (37 with and 34 without PFP). Recruitment occurred via social media, verbal invitations, and flyer distribution in commercial stores around the university campus. The individuals received information on the study and signed the informed consent form if they agreed to participate.

Individuals were women with PFP, aged between 18 and 35 years, with retro- or peripatellar pain (or both) for at least three months, pain intensity of at least three on the Numerical Pain Rating Scale (NPRS) in the last four weeks; presence of pain during the lateral step-down (LSD) and in at least two more activities (i.e., sitting for a long time, climbing up and down stairs, squatting, running, and jumping)<sup>12,16</sup>. We excluded individuals with previous lower limb or spinal surgery, recurrent patella dislocation, anterior knee pain due to trauma, associated conditions in the knee joint (meniscal and ligament injuries), pain in the lateral or posterior region of the knee, cardiac or locomotion disorders that could hinder assessment; use of controlled medication (e.g., antidepressants), pregnant or breastfeeding, and discrepancy in limb length over one centimeter (measured with metric tape)<sup>12,16</sup>. The same eligibility criteria were used for individuals in the control group, except for presence of knee pain.

## Procedures and instruments

Individuals were submitted to a 3D kinematic and EMG assessment during the LSD; this task was chosen because it is the most accurate to differentiate who had PFP<sup>14</sup>. Kinematic data was captured using Vicon Nexus® 2.9, which comprised eight infrared cameras (Bonita 10, Vicon®, Oxford, UK) operating with a frequency of 240 frames per second. Following the Plug-in Gait model, 25 spherical retro-reflective markers (14 mm diameter) were fixed at specific points of the trunk, pelvis, leg, and foot. Surface EMG was collected using eight wireless channels (EMG System of Brazil Ltd.®), active bipolar electrodes (1000 times of amplification), and an analogue band-pass filter (20 to 500 Hz); assessments occurred at a sampling frequency of 2400 Hz. Double self-adhesive and disposable Ag/AgCl (Miotec®) surface electrodes were placed at two centimetres inter-electrode distance (centre-to-centre) in the long adductor muscles, gluteus medius, vastus

lateral, rectus femoris, vastus medialis, biceps femoris, tibialis anterior, and medial gastrocnemius, following the SENIAM recommendations<sup>12,17,18</sup>.

After brief training, individuals with PFP performed three sets of three LSDs with the painful or more painful limb, while those of the control group performed with the dominant limb<sup>19</sup>. Individuals started with the knee in extension (0°), then squatted to 60° of flexion (descent phase) and returned to the initial position (ascent phase)<sup>14</sup>. The 3D marker trajectories were processed using the Vicon Nexus 2.9® software to estimate the joint centers<sup>20</sup>. A Woltring filter with a mean square error of 2 was applied to reduce the noise during the marker trajectories due to soft tissue artefacts. After, an optimization procedure was performed with the objective of lowest degree of knee joint angle cross-talk and the highest level of repeatability of hip axial rotation measurements<sup>21,22</sup>. As for EMG data, two experienced researchers visually inspected the EMG signals to ensure data quality. Then, data was exported and processed using MATLAB R2018a (The MathWorks, Natick, MA, USA). The EMG signals from each participant were high-pass filtered at 20 Hz, rectified, and low-pass filtered at 5 Hz to obtain EMG envelopes. For each muscle and subject, EMG envelopes were amplitude-normalized by the average of the peaks of each cycle of the LSD and time-normalized by resampling at each 1% of the cycle<sup>23</sup>.

The MDP was employed in three ways: with kinematics, with EMG, and with a combination of kinematics and EMG data of the LSD (descent and ascent phase), where the multidimensional Euclidean distance of the variable of interest was calculated between each patient and the normality distribution generated for the control group.

For kinematics, 13 variables were considered: angles of the sagittal, frontal, and transverse planes of the trunk and pelvis segments in relation to the laboratory; the thigh in relation to the pelvis; the sagittal and frontal planes of the shank in relation to the thigh; the sagittal plane of the foot in relation to the shank; and the transverse plane of the foot in relation to the laboratory. For the EMG, eight variables were used, considering the filtered and rectified signals of the adductor longus, gluteus medius, vastus lateralis and medialis, rectus femoris, biceps femoris, medial gastrocnemius and tibialis anterior muscles<sup>12</sup>.

Maximal isometric muscle strength (MIMS), the Anterior Knee Pain Scale (AKPS)<sup>24</sup>, and the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ)<sup>25</sup> were collected.

Pain duration and intensity were collected using the NPRS only in individuals with PFP, considering the last four months and the LSD<sup>24</sup>.

The MIMS assessment was performed using a manual dynamometer (Lafayette Instrument Company, Lafayette, IN, USA)<sup>26</sup>, which was stabilized with non-elastic straps<sup>26,27,28</sup>. We assessed the abductors, extensors, and lateral rotators of the hip and knee extensor muscles. Results were given by the mean of two attempts with a difference of less than 10% and normalized to the body weight of each individual<sup>29</sup>. The study steps are shown in the flowchart (Figure 1).

FIGURE 1

### Statistical analysis

Analyses were performed using SPSS (version 22.0). The Shapiro-Wilk test verified data normality. Variables were described as means and 95% confidence intervals (95%CI). The Student's T and Mann-Whitney tests compared demographics, questionnaire scores, and MIMS between groups. The comparison of means of MDP curves (kinematics, EMG, and their combination) between groups was performed using a multivariate analysis of variance (MANOVA), considering Z-scores. The Z-score was obtained by subtracting the mean MDP of individuals of control group from the mean MDP of those individuals with PFP, divided by the standard deviation of the MDP of individuals of control group for each variable (kinematic, EMG, and their combination). Statistical significance was set at  $p < 0.05$ .

#### 3.1.3 Results

Age, height, and MIMS of assessed muscles were similar, and body mass index and the AKPS questionnaire differed between individuals with and without PFP (Table 1). The mean pain intensity in the last four weeks was 5.27, pain intensity during LSD was 4.63, and the mean pain duration was 46 months in individuals with PFP (Table 1).

TABLE 1

Multivariate analysis evidenced an interaction between individuals with and without PFP on the MDP ( $\Lambda = 0.838$ ;  $F = 4.329$ ;  $p < 0.008$ ). Moreover, individuals with PFP and control group were significantly different in the kinematic MDP analysis ( $F = 9.632$  and  $p = 0.003$ ) but not for the MDP of EMG ( $F = 1.468$  and  $p = 0.23$ ) and their combination ( $F = 0.542$  and  $p = 0.46$ ) (Table 2).

TABLE 2

## 3.1.4 Discussion

This study aimed to compare the movement pattern and muscle activation using MDP and whether the association of EMG and kinematic data could improve the differentiation of individuals with and without PFP. Only the MDP results derived from kinematic data differed significantly between individuals with and without PFP.

The kinematic data (MDP) demonstrated that individuals with PFP have a different movement pattern; previous studies also found differences in kinematics in women with and without PFP<sup>14,30,31,32</sup>. Changes in movement pattern may be associated with PFP due to a decreased contact area between the patella and femoral trochlea and increased force reaction of the patellofemoral joint, increasing stress<sup>30,31</sup>.

The low strength of the hip and knee muscles is usually considered to cause changes in the movement pattern. However, these variables may not be directly associated with women with PFP<sup>19,33</sup>. Neuromuscular activity regulates motor control, but its relationship with movement patterns in PFP is still unclear<sup>10,30,34</sup>. Systematic reviews observed differences in the EMG amplitude only for the biceps femoris in individuals with and without PFP; trunk and lower limb muscles presented similar EMG amplitude<sup>10,11</sup>. The authors highlighted the lack of studies evaluating other knee and ankle muscles besides quadriceps and suggested that different methods could be interesting for assessing EMG in this population<sup>10,11</sup>. The present study reports a more comprehensive EMG evaluation of essential muscles using an artificial neural network, and the finding that EMG amplitude did not differ in individuals with and without PFP, corroborates these reviews. The MIMS of the abductors, extensors, and lateral rotators of the hip and knee extensors also presented similar values in individuals with and without PFP.

The kinematic and EMG amplitude were combined in the MDP to verify whether they could differentiate individuals with and without PFP; however, no differences were observed, similar to the EMG results on their own. The same motor task can be executed by a variety of muscle activation patterns due to the overabundance of muscles in the body<sup>35</sup>. In a previous study, our research group demonstrated that women with PFP exhibit poor motor coordination during LSD and gait execution<sup>12,36</sup>. Additionally, it was observed during gait that evaluated muscles of lower limb did not show differences in EMG amplitude<sup>36</sup>, consistent with the present study. The results suggest that EMG

amplitude does not differentiate women with and without PFP, even when combined with kinematic data. The EMG amplitude is extensively used to assess muscle activity in PFP. However, other methods may show differences between women with and without PFP, such as contraction time, activation delay and muscle synergy analysis<sup>10,11,12,36</sup>. Differences in kinematic behavior in women with PFP seem to be better explained by strategies adopted by the central nervous system than by the analysis of EMG amplitude. Moreover, psychosocial variables may also affect the movement pattern in women with PFP<sup>37</sup>.

The biomechanical assessment is complex. However, kinematic (e.g., range of motion and angular peak) and EMG variables (e.g., amplitude and activation peak) have a simplified interpretation using mean values. Moreover, movement patterns present a high variability that may not be covered by mean values when comparing individuals with and without PFP<sup>13</sup>. In addition, these interpretations show a small part of the strategy to execute the task, excluding relevant information to understand the movement<sup>38</sup>.

Many studies assessing biomechanics use independent information from segments, joints, and muscles. However, movement is integrated and with possible interactions between variables. Thus, independent assessment may not cover these interactions<sup>13</sup>.

Underlying the MDP is a self-organized learning artificial neural network which employs unsupervised learning, reducing the dimensionality of its input data. Several variables are inserted in the MDP, resulting in a simplified two-dimensional representation while preserving the interactions among variables instead of focusing on isolated graphs. First, the MDP is trained with data representing normality (i.e., those provided by the control group), generating a spectrum of normality instead of a mean value. After this training, data of each woman with PFP are compared with the distribution of normality. For each comparison, the MDP takes into account the importance of variables as its values are calculated during the movement cycle. In addition, the MDP is assessed using curves during the movement cycle (Figure 2), helping to visualize the dynamic difference among individuals with PFP from normality<sup>15,39</sup>.

## FIGURE 2

Previous research has shown no differences in the peak values and angular excursion in the 3D kinematics of the trunk, pelvis, thigh, leg and foot between women

with and without PFP. However, when evaluated using the MDP, there was a difference between the two groups<sup>31</sup>. This makes the MDP a valuable tool for understanding movement and presenting data more straightforwardly, considering the possible interactions between variables that may affect movement. Despite its advantages, it is challenging to identify which variables most influence the MDP's results<sup>15</sup>. Identifying specific kinematics and EMG changes in women with PFP is crucial. However, mean values, commonly used in studies, do not always apply to clinical practice due to the significant variation in the literature regarding possible changes, whether the values are higher, lower, or equal to those of the control group, and in which joints or muscles these possible changes exist<sup>10,11,31</sup>.

This study challenges common assumptions about muscle activity and movement patterns in PFP. Previous research suggested that PFP is linked to altered muscle activation and strength, particularly in the hip and knee muscles<sup>38</sup>. However, this study did not find any differences in muscle activation between groups, emphasizing the importance of utilizing advanced methods to analyze the biomechanical data of PFP.

The authors suggest that changes in movement patterns may be related to other factors than muscle amplitude activation, such as muscle contraction time, activation delay, psychosocial variables<sup>37</sup>, or motor coordination<sup>12</sup>. These findings are significant for the diagnosis, prevention, and treatment of PFP in women. The MDP can be used to identify the movement patterns and muscle activation of women with PFP and monitor changes after interventions. The present study also highlights the importance of continuing to study muscular activity, movement patterns and the influence of these variables on each other.

It is important to note some limitations of the present study. Although several muscles of the hip, knee, and ankle joints related to PFP were evaluated, EMG of the trunk and gluteus maximus region was not assessed. Despite this limitation, the study adds valuable new knowledge by showing that even when evaluated in different muscles of the lower limbs and integrated with an artificial neural network, the EMG amplitude is not altered in women with PFP. Furthermore, this study demonstrates that women with PFP with altered movement patterns do not necessarily present changes in muscle activity.

### 3.1.5 Conclusion

Our study has revealed that women with PFP exhibit altered movement patterns but no change in muscular activity. Interestingly, by using MDP that integrates kinematic and electromyography variables from different segments and muscles, we found that kinematics appeared to be the most influential variable in distinguishing between women with and without PFP during LSD. These findings suggest that kinematic rather than EMG analysis can be a valuable tool in identifying and treating PFP in women, which could ultimately lead to improved patient outcomes.

### 3.1.6 References

1. Smith BE, Selfe J, Thacker D, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One* 2018;13:e0190892. doi: 10.1371/journal.pone.0190892.
2. Coburn SL, Barton CJ, Filbay SR, et al. Quality of life in individuals with patellofemoral pain: a systematic review including meta-analysis. *Phys Ther Sport* 2018;33:96–108. doi: 10.1016/j.ptsp.2018.06.006.
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* 2016;50:881–6. doi: 10.1136/bjsports-2015-094664.
4. World Health Organization. Musculoskeletal health. Available at: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions>. [accessed 02.12.2023].
5. Glaviano NR, Bazett-Jones DM. Gluteal muscle inhibition: Consequences of patellofemoral pain? *Medical Hypotheses* 2019;126:9–14. doi: 10.1016/j.mehy.2019.02.046.
6. Silva DO, Magalhães FH, Faria NC, et al. Lower Amplitude of the Hoffmann Reflex in Women With Patellofemoral Pain: Thinking Beyond Proximal, Local, and Distal Factors. *Arch Phys Med Rehabil* 2016;97:1115–20. doi: 10.1016/j.apmr.2015.12.017.
7. Te M, Baptista AF, Chipchase LS, Schabrun SM. Primary Motor Cortex Organization Is Altered in Persistent Patellofemoral Pain. *Pain Medicine* 2017;18:2224–2234. Doi: 10.1093/pmt/pnx036.
8. Willson JD, Kernozeck TW, Arndt RL, Reznichuk DA, Straker JS. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech* 2011;26:735–40. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.02.012.
9. Nakagawa TH, Moriya ETU, Maciel CD, Serrão FV. 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;42:491–501. doi: 10.2519/jospt.2012.3987.
10. Rodrigues R, Klein KD, Pompeo KD, Vaz MA. Are there neuromuscular differences on proximal and distal joints in patellofemoral pain people? A

- systematic review and meta-analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 2022;64:102657. doi: 10.1016/j.jelekin.2022.102657.
11. Alsaleh SA, Murphy NA, Mille SC, Morrissey D, Lack SD. Local neuromuscular characteristics associated with patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2021;90:105509. Doi: 10.1016/j.clinbiomech.2021.105509.
  12. Ferreira CL, Barroso FO, Torricelli D, et al. Women with patellofemoral pain show altered motor coordination during lateral step down. *J Biomech* 2020;110:109981. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109981.
  13. Dingenen B, Blandford L, Comerford M, Staes F, Mottram S. The assessment of movement health in clinical practice: A multidimensional perspective. *Phys Ther Sport* 2018;32:282-292. doi: 10.1016/j.ptsp.2018.04.008.
  14. Ferreira CL, Barton G, Borges LD, et al. Step down tests are the tasks that most differentiate the kinematics of women with patellofemoral pain compared to asymptomatic controls. *Gait Posture* 2019;72:129-134. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.05.023.
  15. Barton GJ, Hawken MB, Scott MA, Schwartz MH. Movement deviation profile: a measure of distance from normality using a self-organizing neural network. *Hum Mov Sci* 2012;31:284-94. doi: 10.1016/j.humov.2010.06.003.
  16. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med*. 2016;50:839–843. doi: 10.1136/bjsports-2016-096384.
  17. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:361–374. doi: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4.
  18. Delmore RJ, Laudner KG, Torry MR. Adductor longus activation during common hip exercises. *J Sport Rehabil* 2014;23:79–87. doi: 10.1123/jsr.2012-0046.
  19. Rabelo NDA, Costa LOP, Lima BM, et al. Adding motor control training to muscle strengthening did not substantially improve the effects on clinical or kinematic outcomes in women with patellofemoral pain: A randomised controlled trial. *Gait Posture* 2017;58:280-286. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.08.018.

20. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop* 1990;8:383–392. doi: 10.1002/jor.1100080310.
21. Baker R, Finney L, Orr J, A new approach to determine the hip rotation profile from clinical gait analysis data, *Hum. Mov. Sci.* 1999; 18:655–667.
22. Schache A, Baker R, Lamoreux LW, Defining the knee joint flexion-extension axis for purpose of quantitative gait analysis: an evaluation of methods, *Gait Posture* 2006; 24:100–109.
23. Barroso FO, Torricelli D, Moreno C, et al. Shared muscle synergies in human walking and cycling. *J Neurophysiol* 2014;112:1984–1998. doi: 10.1152/jn.00220.2014.
24. da Cunha RA, Costa LOP, Hespanhol Junior LC, et al. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the Brazilian population. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2013;43:332–339. doi: 10.2519/jospt.2013.4228.
25. Matsudo S, Araújo T, Matsudo V, et al. International physical activity questionnaire (IPAQ): study of validity and reability in Brazil (Questionário internacional de atividade física IPAQ: estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil). *Atividade Física e Saúde* 2001;6:5–18.
26. Magalhães E, Fukuda TY, Sacramento SN, et al. A comparasion of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop. Sports Phys Ther* 2010;40:641–647. doi: 10.2519/jospt.2010.3120.
27. Giles L, Webster KE, McClelland J, Cook JL. Quadriceps strengthening with and without blood flow restriction in the treatment of patellofemoral pain: a double-blind randomised trial. *Br J Sports Med* 2017;51:1688–1694. doi: 10.1136/bjsports-2016-096329.
28. Willson JD, Davis IS. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with Patellofemoral pain. *J Sport Rehabil* 2009;18:76–90. doi: 10.1123/jsr.18.1.76.
29. Esculier JF, Bouyer LJ, Dubois B, et al. Is combining gait retraining or an exercise programme with education better than education alone in treating runners with patellofemoral pain? A randomised clinical trial. *Br J Sports Med* 2017;52:659–666. doi: 10.1136/bjsports-2016-096988.

30. Willy RW, Hoglund LT, Barton CJ, et al. Patellofemoral Pain. Clinical Practice Guidelines Linked to the International Classification of Functioning, Disability and Health from the Academy of Orthopaedic Physical Therapy of the American Physical Therapy Association. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2019;49:CPG1-CPG95. doi: 10.2519/jospt.2019.0302.
31. Powers CM, Witvrouw E, Davis IS, Crossley KM. Evidence-based framework for pathomechanical models 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;51:1713–1723. doi: 10.1136/bjsports-2017-098717.
32. Albuquerque TAB, Liebano RE, Biasotto-Gonzalez DA, Ferreira CL, Lucareli PRG. Correlation of pain sensitization with muscle strength and angular kinematics in women with patellofemoral pain. *Clin Biomech* 2021; 81:105217. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.105217.
33. Rabelo NDA, Lucareli PRG. Do hip muscle weakness and dynamic knee valgus matter for the clinical evaluation and decision-making process in patients with patellofemoral pain? *Bra J Phys Ther* 2018;22:105–109. doi: 10.1016/j.bjpt.2017.10.002.
34. Kalytczak MM, Lucareli PRG, dos Reis AC, et al. Kinematic and electromyographic analysis in patients with patellofemoral pain syndrome during single leg triple hop test. *Gait Posture* 2016;49:246-251. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.07.020.
35. Safavynia SA, Torres-Oviedo G, Ting LH. Muscle synergies: implications for clinical evaluation and rehabilitation of movement. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 2011;17:16–24. doi: 10.1310/sci1701-16.
36. Ferreira CL, Oliveira Barroso F, Torricelli D, et al. Muscle synergies analysis shows altered neural strategies in women with patellofemoral pain during walking. *PLoS One* 20235;18:e0292464. doi: 10.1371/journal.pone.0292464.
37. Silva DO, Barton CJ, Briani RV, et al. Kinesiophobia, but not strength is associated with altered movement in women with patellofemoral pain. *Gait Posture* 2019;68:1–5. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.10.033.
38. Glaviano NR, Huntsman S, Dembeck A, et al. Improvements in kinematics, muscle activity and pain during functional tasks in females with patellofemoral

- pain following a single patterned electrical stimulation treatment. *Clin Biomech* 2016;32:20–27. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.12.007.
39. Callan DE, Kent RD, Roy N, Tasko SM. Self-organizing map for the classification of normal and disordered voices. *J Speech Lang Hear Res* 1999;42:355–66. doi: 10.1044/jslhr.4202.355.

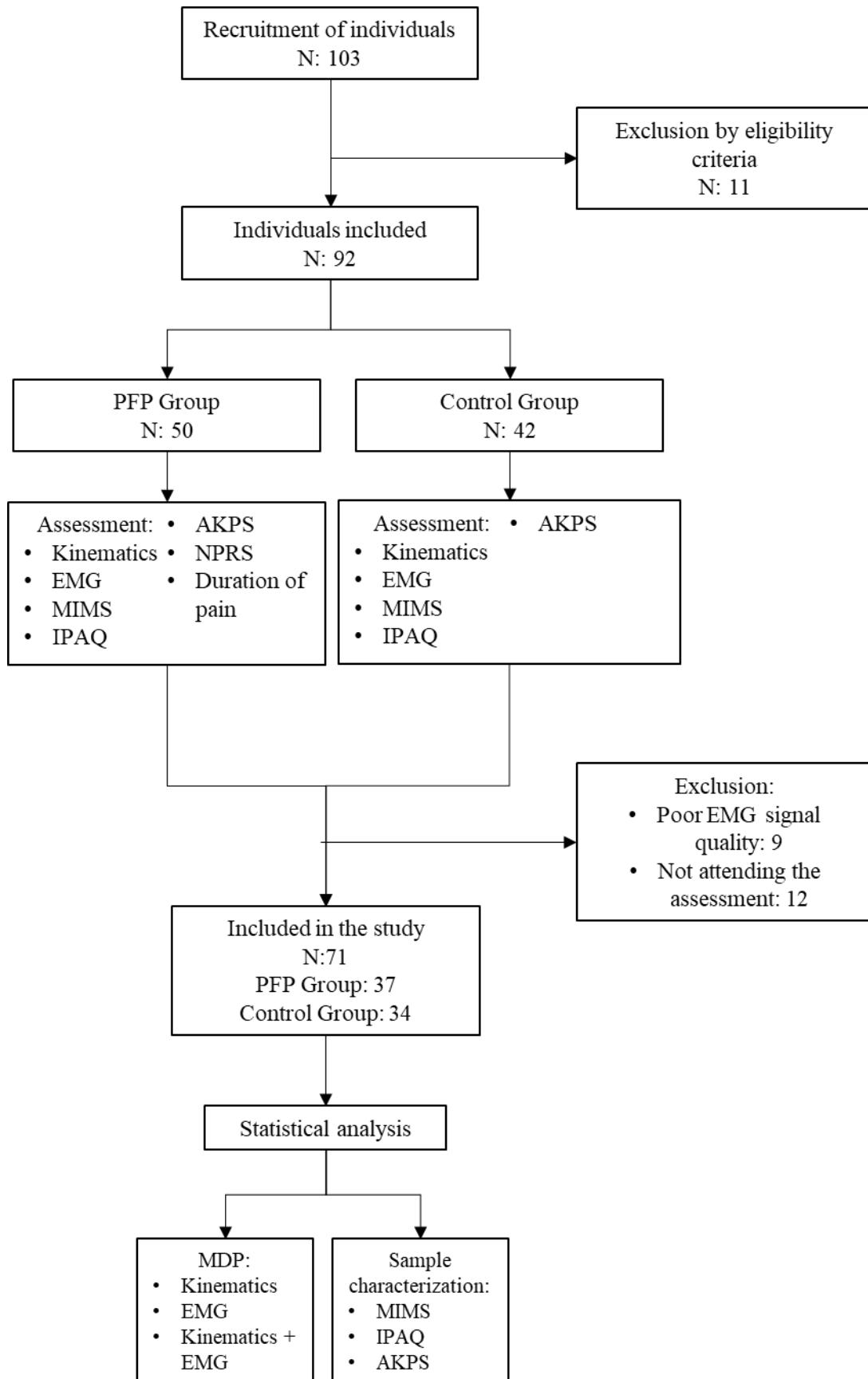


Figure 1. Flowchart of study steps. Patellofemoral pain (PFP); Numerical Pain Rating Scale (NPRS); Electromyography (EMG); Maximal Isometric Muscle Strength; International Physical Activity Questionnaire (IPAQ); Anterior Knee Pain Scale (AKPS); Movement Deviation Profile (MDP).

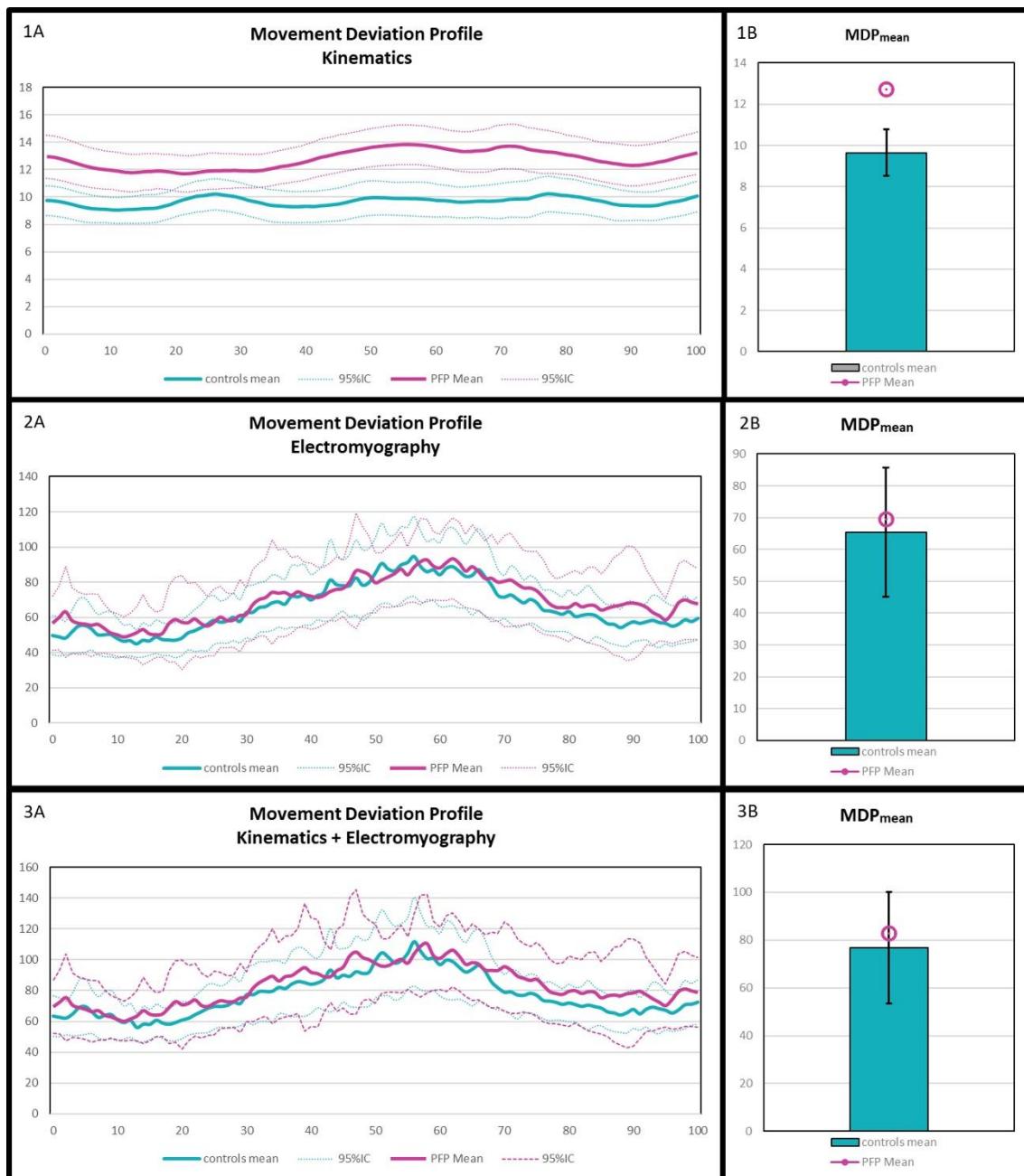


Figure 2. The Movement Deviation Profile graphics (mean and 95% confidence interval); 1. Graphics of the entire movement cycle; 2. Graphics of deviations between the Patellofemoral pain group and controls of the single value of Movement Deviation Profile; A. Summarizes the 13 kinematics variables; B. Summarizes the electromyographic signal of the 8 muscles; C. Summarizes the 13 kinematics variables with the electromyographic signal of the 8 muscles. Patellofemoral pain (purple) and the control group (green).

Table 1. Values and comparison between the patellofemoral pain group and control group of anthropometric characteristics, Anterior Knee Pain Scale, characteristics of pain (intensity and duration), Maximal Isometric Muscle Strength and International Physical Activity Questionnaire.

Group	Control	PFP	p value
Age #	23.36 (21.88-24.85)	23.22 (21.82-24.61)	0.813
Mass (kg)	56.94 (54.36-59.52)	61.16 (57.59-64.74)	0.067
Height (m)	1.62 (1.61-1.64)	1.62 (1.6-1.64)	0.758
BMI* (kg/m <sup>2</sup> )	21.62 (20.6-22.63)	23.25 (22.04-24.47)	0.043
AKPS* #	99.24 (98.55-99.93)	72.78 (70.03-75.54)	0.000
Pain last 4 weeks (NPRS)	-	5.27 (4.72-5.82)	-
Pain during LSD (NPRS)	-	4.63 (3.98-5.28)	-
Duration of pain (months)	-	45.57 (30.72-60.41)	-
 MIMS Hip Abd #	0.19 (0.17-0.21)	0.18(0.16-0.2)	0.845
MIMS Hip Ext #	0.19 (0.17-0.22)	0.19 (0.17-0.22)	0.945
MIMS Hip Rot	0.1 (0.09-0.11)	0.1 (0.09-0.11)	0.433
MIMS Knee Ext	0.33 (0.3-0.35)	0.32 (0.29-0.35)	0.782
 IPAQ %	-	-	-
High Physical Activity	8.8	29.7	-
Moderate Physical Activity	67.6	64.9	-
Irregularly Active A	11.8	2.7	-
Irregularly Active B	2.9	2.7	-
Low Physical Activity	2.9	0	-

Mean and 95% confidence interval; # nonparametric data; \* Statistical differences ( $p < 0.05$ ); Control Group (Control); Patellofemoral Group (PFP); categorical values: % percentage; kilogram (Kg); Meters (m). Body Mass Index (BMI); Anterior Knee Pain Scale (AKPS); Numerical Pain Rating Scale (NPRS). Lateral Step Down (LSD); Maximal Isometric Muscle Strength (MIMS); Abductors (Abd); Extensors (Ext); Lateral rotators (Rot) International Physical Activity Questionnaire (IPAQ).

Table 2. Values and comparison between the patellofemoral pain group and control group of the of z-score of the mean value of the Movement Deviation Profile for the variables of kinematics, electromyography, and kinematics with electromyography.

Group	Control	PFP	p value
Kinematics*	0.497 (0.23-0.72)	0.971 (0.76-1.18)	0.003
Electromyography	0.330 (0.2-0.46)	0.438 (0.32-0.56)	0.23
Kinematics + Electromyography	0.322 (0.19-0.45)	0.387 (0.27-0.51)	0.46

Mean and 95% confidence interval; \* Statistical differences ( $p < 0.05$ ); Control Group (Control); Patellofemoral Group (PFP).

### 3.2 ESTUDO 2

**Análise cinemática tridimensional da marcha dos movimentos do tronco, pelve e membros inferiores entre indivíduos com e sem dor patelofemoral por meio do Statistical Parametric Mapping.**

#### RESUMO

**Introdução:** Indivíduos com dor patelofemoral (DPF) apresentam dor durante a marcha. Não se sabe ao certo como a dor e o movimento se relacionam nessa tarefa e a evidência das alterações cinemáticas na marcha são limitadas. O objetivo desse estudo foi comparar a cinemática angular da marcha entre mulheres com e sem DPF através do Statistical Parametric Mapping (SPM); comparar variáveis lineares da cinemática da marcha entre mulheres com e sem DPF; avaliar a relação entre a intensidade de dor e a cinemática angular em mulheres com DPF nas variáveis que apresentaram diferença entre os grupos.

**Métodos:** Estudo transversal que avaliou a cinemática da marcha de 571 mulheres com DPF e 571 saudáveis. Para as variáveis angulares, foram considerados os movimentos nos planos sagital, frontal e transverso do tronco, pelve, quadril, joelho e pé. Para as variáveis lineares foram considerados o tempo do primeiro duplo apoio, tempo do segundo duplo apoio, tempo do apoio simples, comprimento de passada, velocidade e cadência. Para comparar os dados lineares entre os dois grupos utilizou-se uma MANOVA, considerando  $p < 0.05$ ; e para comparar os dados angulares utilizou-se o SPM.

**Resultados:** A MANOVA mostrou interação entre grupos ( $\Lambda = 0.738$ ;  $F = 57.12$ ;  $p < 0.001$ ). Houve diferença significativa no primeiro duplo apoio ( $p = 0.008$ ), apoio simples ( $p < 0.001$ ) e comprimento da passada ( $p < 0.001$ ). O SPM demonstrou diferença entre os grupos para a inclinação lateral e rotação do tronco; obliquidade pélvica; adução e flexão do quadril; flexão do joelho; dorsiflexão; e ângulo de progressão do pé.

**Palavras-chave:** Dor patelofemoral, Cinemática linear, Cinemática angular, *Statistical Parametric Mapping*.

### 3.2.1 Introdução

A marcha é uma das tarefas mais realizadas no dia a dia, e a capacidade de caminhar é determinante para uma boa qualidade de vida de um indivíduo<sup>1</sup>. As condições musculoesqueléticas podem atrapalhar o desempenho da marcha, e dentre essas condições a dor patelofemoral (DPF) é considerada uma das mais comuns<sup>2,3</sup>. A DPF é caracterizada por dor na região retro e/ou peripatelar que está associada a atividades que sobrecarregam a região anterior do joelho<sup>4</sup>. A DPF é considerada uma condição crônica, que impacta as pessoas acometidas por ela, com uma redução na participação de atividades diárias e uma menor qualidade de vida<sup>5</sup>. Há fortes evidências da presença de dor em indivíduos com DPF durante a marcha, semelhantes a tarefas como correr, agachar e deambular em escadas e mais fortes que saltar, tarefas de *step* e exercício de *lunge*<sup>6</sup>.

A DPF é atribuída a uma combinação de fatores psicológicos, sociais e biomecânicos<sup>7,8</sup>. O estresse aumentado na articulação patelofemoral (APF) durante a marcha, e outras atividades, é considerado um dos principais contribuintes para a DPF<sup>7,9</sup>. Já foi apontado que indivíduos com DPF podem apresentar uma maior eversão do retropé no contato inicial da marcha<sup>10</sup>, que supostamente poderia repercutir em um aumento dos movimentos de rotação interna da tíbia e do fêmur e consequentemente, aumentar o estresse na APF<sup>11</sup>. No entanto, há moderada evidência sugerindo que indivíduos com DPF não apresentam diferenças em outros movimentos que, em teoria, aumentariam o estresse na APF durante a marcha. Esses movimentos incluem a adução e rotação interna do quadril, bem como a rotação interna e abdução do joelho<sup>12</sup>.

As alterações no padrão de movimento além de serem supostamente relacionadas com o aumento do estresse da APF, também podem ser consideradas como compensações para reduzir o estresse da APF e evitar a dor<sup>7,13</sup>. Indivíduos com DPF podem deambular com menor flexão de joelho e maior flexão de tronco<sup>12</sup>. Além disso indivíduos com DPF apresentam uma menor força de reação na APF<sup>14</sup> e menor momento interno extensor do joelho durante a marcha<sup>12</sup>. Apesar da possível relação entre a dor e o movimento e de alterações cinemáticas e dor serem apontadas em indivíduos com DPF durante a marcha<sup>2,12</sup>, não se sabe ao certo como a dor pode influenciar o movimento durante essa tarefa.

Além de alterações na cinemática angular, indivíduos com DPF podem apresentar alterações nos parâmetros lineares da marcha como diminuição da velocidade e do comprimento da passada<sup>12</sup>. Alterações nos parâmetros lineares da marcha podem

repercadir em alterações angulares como uma menor velocidade pode estar relacionada com uma menor flexão de joelho<sup>15</sup>. Além disso uma menor velocidade pode ser uma estratégia para reduzir o pico da força de reação do solo vertical e da força de reação da APF<sup>16,17</sup>.

Estudos que avaliam a cinemática da marcha normalmente são realizadas através de valores únicos de pontos específicos de uma variável em um determinado instante do ciclo de movimento (ex: pico na fase de apoio) e utilizando apenas algumas articulações e/ou planos específicos<sup>2,12</sup>. Essa forma de avaliação é válida, pois auxilia na detecção de possíveis alterações no movimento de articulações específicas em um instante ou período bem determinado, entretanto essa forma não abrange todo o ciclo, podendo não identificar aspectos importantes do padrão de movimento que não estavam contidos naqueles pontos<sup>18,19</sup>. Na DPF há uma interação entre os fatores proximais, locais e distais, assim, movimentos de diferentes articulações associados podem influenciar a APF<sup>7</sup>.

O *Statistical Parametric Mapping* (SPM) é um método estatístico que se baseia na *Random Field Theory* (RFT), uma teoria que trata de campos aleatórios, ou seja, funções que variam aleatoriamente no espaço e no tempo, para determinar um limiar estatístico, que consiga rejeitar a hipótese nula. Para determinar esse limiar, o SPM leva em consideração a suavidade dos dados e a covariância entre os pontos distribuídos no decorrer do tempo. O SPM realiza uma inferência topológica, que é um tipo de inferência que considera as propriedades geométricas dos dados, ao invés de comparar diversos pontos discretos do ciclo de movimento, realiza uma análise contínua dos dados<sup>18,19,20</sup>. O SPM já foi usado em indivíduos com DPF, para avaliar o efeito do aumento da cadência e de calçados minimalistas na variabilidade da coordenação ao longo do ciclo da corrida<sup>21</sup>. Entretanto, que seja do nosso conhecimento, o SPM nunca foi utilizado para avaliar possíveis diferenças na cinemática angular entre mulheres com e sem DPF.

Não há consenso entre os estudos sobre como a DPF afeta a marcha dos indivíduos, pois as evidências sobre as mudanças na cinemática são consideradas de moderada a limitada. Uma recente revisão sistemática apontou que a maioria dos estudos tem amostras pequenas<sup>12</sup>. Além disso nenhum estudo avaliou como a DPF influencia os movimentos do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé nos três planos usando curvas de todo o ciclo da marcha<sup>2,12</sup>.

Esse estudo teve como objetivo comparar a cinemática angular da marcha entre mulheres com e sem DPF através do SPM; comparar entre mulheres com e sem DPF as variáveis da cinemática linear da velocidade, cadência, tempo do primeiro duplo apoio, tempo do segundo duplo apoio, tempo do apoio simples e comprimento de passada; também avaliar a relação entre a intensidade de dor e a cinemática angular em mulheres com DPF nas variáveis que apresentam diferença entre os grupos.

Este estudo tentou responder três questões de pesquisa:

1. Mulheres com dor patelofemoral apresentam alteração no padrão de movimento da marcha?
2. Mulheres com dor patelofemoral apresentam alterações nas variáveis cinemáticas lineares na marcha?
3. Existe relação entre a intensidade da dor e o padrão de movimento da marcha em mulheres com dor patelofemoral?

### 3.2.2 Métodos

#### Desenho do estudo

Esse estudo transversal foi realizado no laboratório de análise do movimento humano, com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da universidade (Parecer nº 1.912.221). Foram utilizados dados previamente coletados de voluntárias que estavam disponíveis no banco de dados do laboratório de Análise do Movimento. As voluntárias foram coletadas no período entre 2013 e 2019.

#### Participantes

Foram selecionadas as coletas de 1142 mulheres, 571 com DPF e 571 saudáveis que participaram de estudos anteriores do grupo e que foram submetidos aos mesmos critérios clínicos e protocolos biomecânicos de coleta. O grupo DPF foi composto por mulheres com idade entre 18 e 35 anos; que praticavam atividade física por pelo menos 20 minutos, com uma frequência semanal de três vezes; com dor retro e/ou peripatellar por no mínimo três meses e intensidade mínima de 3 na Escala Numérica de Avaliação da Dor (NPRS)<sup>22,23</sup>; dor em pelo menos duas das seguintes atividades: permanecer sentada por tempo prolongado, subir ou descer escadas, agachar, correr ou pular. Foram excluídas mulheres com história de cirurgia no membro inferior ou na coluna; luxação da patela; dor anterior no joelho por trauma; afecções associadas na articulação do joelho,

como lesões meniscais e/ou ligamentares; dor na região lateral e/ou posterior do joelho; problemas cardíacos ou distúrbios de locomoção que pudessem afetar a avaliação; gestantes ou em fase de amamentação; e discrepância de comprimento dos membros maiores maior que 1 cm, mensurado com fita métrica. Foram utilizados os mesmos critérios de elegibilidade para o grupo controle, exceto a presença de histórico de dor no joelho.

### Procedimentos e instrumentos

Toda as voluntárias que realizaram a avaliação cinemática 3D da marcha foram submetidas aos mesmos procedimentos. Antes de cada coleta foi feito o processo de calibração das câmeras. Para a captação dos dados cinemáticos foi utilizado o sistema Vicon®, que consiste em oito câmeras infravermelhas (Bonita 10, Vicon®, Oxford, Reino Unido) operando a uma frequência de 120 frames por segundo e o software Vicon Nexus® 2.9. Vinte e cinco marcadores retro-reflexivos esféricos com 14 mm de diâmetro foram fixados em pontos específicos do tronco, pelve, perna e pé, seguindo o modelo Plug-in Gait®.

A coleta foi realizada após breve treinamento para familiarização da tarefa no ambiente do laboratório. As voluntárias realizaram a marcha descalça, em uma pista de 6 metros em uma velocidade auto selecionada.

Os dados cinemáticos de todas as voluntárias foram processados seguindo o mesmo critério e pipeline, utilizando o software Vicon Nexus®. Dados antropométricos coletados, incluindo altura, massa corporal, distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores, comprimento dos membros, torção tibial, e diâmetro dos tornozelos e joelhos foram necessários para a reconstrução do modelo biomecânico. Após a reconstrução dos marcadores, foi aplicado o modelo biomecânico para construção dos segmentos e estimativa dos centros articulares<sup>24</sup>. Após reconstrução e processamento do modelo biomecânico foi feita a marcação dos ciclos de movimento. A marcação do ciclo foi feita através de algoritmos que predizem os eventos do contato inicial e liberação do pé, utilizando como base o estudo de Zeni Jr e colaboradores (2008)<sup>25</sup>. Foi utilizado o filtro Woltring com dois erros quadráticos médios (2 MSE) para reduzir o ruído vibratório durante a trajetória dos marcadores em decorrência de artefatos de tecidos moles. Foram selecionados 6 ciclos de movimento de cada voluntária, descartando as fases de aceleração e desaceleração.

Para esse estudo foram consideradas variáveis cinemáticas lineares e angulares. Para as variáveis lineares foram incluídas a velocidade, cadência, tempo do primeiro duplo apoio, tempo do segundo duplo apoio, tempo do apoio simples e comprimento de passada. As variáveis angulares foram avaliadas através do SPM e foram consideradas as variáveis cinemáticas dos segmentos do tronco e da pelve em relação ao laboratório e da coxa em relação à pelve nos planos sagital, frontal e transverso; da perna em relação à coxa nos planos sagital e frontal; do pé em relação à perna no plano sagital; e do pé em relação ao laboratório no plano transversal.

Também foram coletados para os dois grupos o questionário *Anterior Knee Pain Scale* (AKPS)<sup>26</sup>. Somente para o grupo DPF foi coletada e média da intensidade da dor nas últimas 4 semanas, através da NPRS<sup>26</sup>.

#### Análise estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para determinar a distribuição dos dados. As variáveis foram expressas em médias e intervalos de confiança de 95% (IC). As comparações dos grupos quanto aos dados demográficos, escore do AKPS e da velocidade foram realizadas usando o teste t Student independente para dados paramétricos ou o teste Mann-Whitney para dados não paramétricos.

Para comparar os dados cinemáticos lineares entre os dois grupos utilizou-se a média das tentativas para análise estatística através da MANOVA (Análise Multivariada). As diferenças entre os grupos foram consideradas estatisticamente significativa quando valor de  $p < 0,05$ . Para a análise estatística foi utilizado o software *IBM SPSS statistics* 22. O tamanho do efeito foi calculado e interpretado através do  $d$  de Cohen considerando: 0 a 0,19 – sem efeito; 0,20 a 0,49 – efeito pequeno; 0,50 a 0,79 – efeito intermediário; e de 0,80 a 1,29 – grande efeito<sup>27</sup>.

O SPM, foi usado para comparar estatisticamente as variáveis angulares da marcha. Especificamente, um teste t pareado bicaudal SPM foi usado para comparar os ângulos durante todo o ciclo normalizado da marcha do grupo controle e do grupo DPF ( $\alpha = 0,05$ ). O resultado da estatística escalar, SPM  $\{t\}$  quando a distribuição foi paramétrica ou SnPM  $\{t\}$  quando não paramétrico, foi calculada separadamente para cada ponto da curva e é chamada de Mapa Paramétrico Estatístico (*Statistical Parametric Map*). Neste estágio, é importante notar que o SPM se refere à abordagem metodológica geral, e SPM ou SnPM  $\{t\}$  à variável de trajetória escalar. O cálculo de SPM/SnPM  $\{t\}$

simplesmente indica a magnitude das diferenças entre os grupos, portanto, com essa variável sozinha, não podemos aceitar ou rejeitar nossa hipótese nula. Para testar nossa hipótese nula, calculamos em seguida o limite crítico no qual se espera que apenas  $\alpha\%$  (5%) das curvas aleatórias. Este limite é baseado em estimativas de suavidade de trajetória via gradientes temporais e, com base nessa suavidade, expectativas da Teoria de Campos Aleatórios (Random Field Theory) em relação ao máximo de todo o campo calculadas. Conceitualmente, um teste t pareado SPM é semelhante ao cálculo e interpretação de um teste t pareado escalar; se a trajetória SPM  $\{t\}$  cruzar o limite crítico em qualquer ponto do tempo, a hipótese nula é rejeitada. Normalmente, devido à suavidade da forma da curva e à interdependência de pontos vizinhos, vários pontos adjacentes da curva SPM/SnPM  $\{t\}$  frequentemente excedem o limite crítico, portanto, chamamos esses de “clusters supralimiar”. O SPM então usa as expectativas da Teoria de Campo Aleatório em relação ao tamanho do cluster supralimiar para calcular os valores p específicos do cluster que indicam a probabilidade com a qual os clusters supralimiar poderiam ter sido produzidos por um processo de campo aleatório com a mesma suavidade temporal<sup>28,29</sup>. Todas as análises de SPM foram implementadas usando o código spm1d de código aberto (v.M0.1, [www.spm1d.org](http://www.spm1d.org)) em Matlab (R2014a, 8.3.0.532, The Mathworks Inc, Natick, MA).

As regressões lineares entre a intensidade de dor e as variáveis cinemáticas angulares serão realizadas somente para as variáveis que apresentarem diferença estatisticamente significante entre os grupos.

### 3.2.3 Resultados

Não houve diferença entre as médias de idade, altura e massa corporal entre os grupos, conforme sintetizado na tabela 1.

Tabela 1. Características antropométricas e descritivas da amostra, pontuação do questionário e comparação entre grupos.

	Grupo controle	Grupo DPF
N	571	571
Idade (anos)	23.97 (21.7 – 26.24)	23.98 (22.8 – 25.16)
Altura (m)	1.62 (1.61 – 1.63)	1.63 (1.60 – 1.65)
Massa corporal (kg)	57.65 (55.07 – 60.23)	57.61 (54.7 – 60.52)
NPRS	-	5.66 (4.98 – 6.34)
AKPS*	99.69 (99.12 – 100.3)	72.25 (65.92 – 78.58)

\*: diferença estatisticamente significativa  $p \leq 0,05$ ; média e intervalo de confiança de 95%; Escala Numérica de Avaliação da Dor (NPRS); metros (m); quilogramas (kg); *Anterior Knee Pain Scale* (AKPS).

A análise multivariada evidenciou interação entre indivíduos com e sem DPF para as variáveis lineares (Lambda = 0.738; F = 57.12; p < 0.001). Os indivíduos do grupo DPF e grupo controle foram significativamente diferentes para o primeiro duplo apoio (F = 7.11 e p = 0.008), apoio simples (F = 207.16 e p < 0.001) e comprimento da passada (F = 45.16 e p < 0.001) (tabela 2).

Tabela 2. Média e intervalo de confiança (95%) dos parâmetros espaço-temporais da marcha e comparação entre os grupos.

	Grupo Controle Média (IC 95%)	Grupo DPF Média (IC 95%)	Valor de p	Tamanho do efeito
Apoio (% do ciclo da marcha)	61.24 (61.03 – 61.44)	61.03 (60.83 – 61.23)	0.158	-
1º duplo apoio (% do ciclo da marcha) *	11.32 (11.14-11.51)	10.97 (10.78 – 11.15)	0.008	0.176
Apoio simples (% do ciclo da marcha) *	38.63 (38.32 – 38.94)	41.88 (41.57 – 42.2)	<0.001	0.854
2º duplo apoio	11.29 (11.1 – 11.49)	11.01 (10.81 – 11.21)	0.053	-
Cadência normalizada (passos/s)	106.16 (105.65 – 106.68)	106.21 (105.7 – 106.73)	0.889	-
Compr da passada normalizada (m) *	1.22 (1.22 – 1.23)	1.18 (1.17 – 1.19)	<0.001	0.475
Velocidade normalizada (m/s)	1.13 (1.12 – 1.14)	1.12 (1.11 – 1.13)	0.068	-

\*: diferença estatisticamente significativa p ≤ 0,05; IC: intervalo de confiança; s: segundo; m: metros; m/s: metros por segundo; cadência normalizada = cadência × sqrt (altura corporal/média da altura corporal); Compr: comprimento; Comprimento do passo normalizado = comprimento do passo/ (altura corporal/média da altura corporal); Velocidade normalizada = velocidade/sqrt (altura corporal/média da altura corporal).

Pode ser observado através do SPM, que as mulheres do grupo DPF apresentaram diferenças no movimento do tronco em relação ao grupo controle com maior inclinação contralateral entre 0-2% (p = 0.02) e 50-96% do ciclo (p = 0.001); e menor rotação interna entre 1-39 % (p = 0.01) e 90-100% do ciclo (p = 0.007).

Na pelve foi encontrada diferença entre os grupos com menor queda contralateral entre 0-12% (p = 0.001), 66-70% (p = 0.021) e 75-100% do ciclo (p = 0.001).

Com relação ao quadril houve uma menor adução entre 0-12% (p = 0.002), 63-66% (p = 0.019) e 77-100% do ciclo (p = 0.001); e maior flexão entre 0 -13% (p = 0.004) e 70-89% do ciclo (p = 0.006).

Ao comparar a cinemática do joelho entre os grupos observou-se que durante 0-25% (p = 0.001), 64-70% (p = 0.008) e 98-100% do ciclo (p = 0.018) o grupo DPF exibiu maior flexão comparado ao grupo controle.

O Grupo DPF apresentou menor dorsiflexão do tornozelo entre 0-7% (p = 0.002), 39-66% (p = 0.001) e 75-95% do ciclo (p = 0.001); e menor ângulo de progressão do pé (rotação externa) durante toda o ciclo da marcha (0 e 100%) (p = 0.001).

Com relação às demais variáveis avaliadas através do SPM, não houve diferença entre os grupos.

Os resultados do SPM foram sintetizados na figura 1.

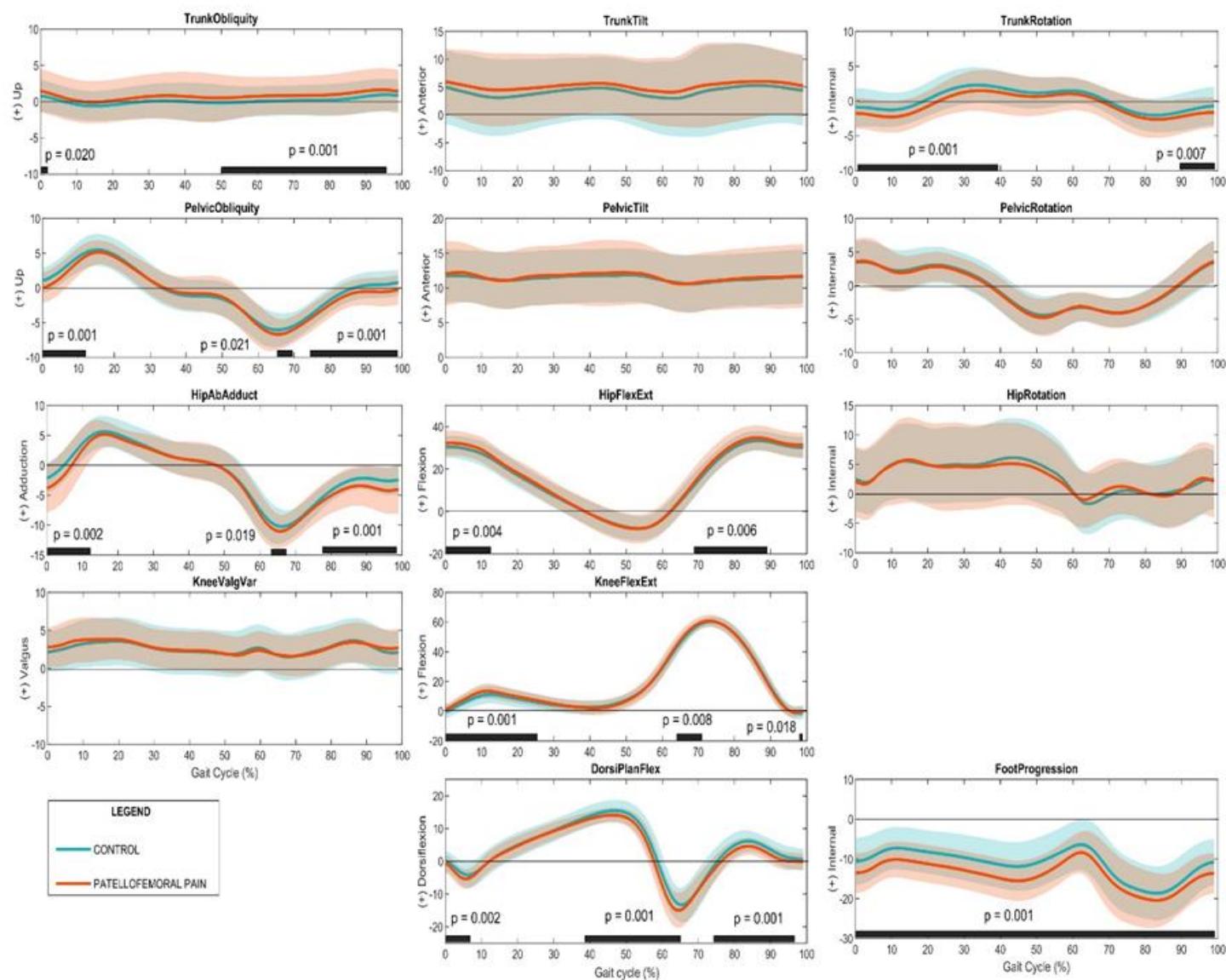


Figura 1. Gráficos com o Statistic Parametric Mapping (SPM). As barras pretas na parte inferior de cada gráfico representam os períodos do ciclo em que houve diferença entre os grupos ( $P<0.05$ ). A linha de cor vermelha representa o grupo dor patelofemoral; a linha de cor verde representa o grupo controle; Valores positivos são: flexão, rotação interna, dorsiflexão, inclinação/queda contralateral, adução, valgo e dorsiflexão.

### 3.2.4 Referências

1. Ahsan M. Determine the kinematics and kinetics parameters associated with bilateral gait patterns among healthy, overweight, and obese adults. *Acta Biomed.* 2022 Oct 26;93(5):e2022228.
2. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture.* 2009 Nov;30(4):405-16.
3. Smith BE, Selfe J, Thacker D, Thacker D, Hendrick P, Bateman M, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *PloS One* 2018;13:e0190892.
4. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4<sup>th</sup> International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med.* 2016 Jul;50(14):839-43.
5. Coburn SL, Barton CJ, Filbay SR, Hart HF, Rathleff MS, Crossley KM. Quality of life in individuals with patellofemoral pain: A systematic review including meta-analysis. *Phys Ther Sport.* 2018 Sep;33:96-108.
6. Glaviano NR, Bazett-Jones DM, Boling MC. Pain severity during functional activities in individuals with patellofemoral pain: A systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport.* 2022 May;25(5):399-406.
7. Powers CM, Witvrouw E, Davis IS, Crossley KM. Evidence-based framework for a pathomechanical model of patellofemoral pain: 2017 patellofemoral pain consensus statement from the 4<sup>th</sup> International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester, UK: part 3. *Br J Sports Med.* 2017 Dec;51(24):1713-1723.
8. MacLachlan LR, Collins NJ, Matthews MLG, Hodges PW, Vicenzino B. The psychological features of patellofemoral pain: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2017 May;51(9):732-742.
9. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2002 Oct;34(10):1582-93.
10. Levinger P, Gilleard W. The heel strike transient during walking in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther Sport.* 2005 May;6(2):83-8.

11. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003 Nov;33(11):639-46.
12. Bazett-Jones DM, Neal BS, Legg C, Hart HF, Collins NJ, Barton CJ. Kinematic and Kinetic Gait Characteristics in People with Patellofemoral Pain: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Med.* 2023 Feb;53(2):519-547.
13. Willy RW, Hoglund LT, Barton CJ, Bolgla LA, Scalzitti DA, Logerstedt DS, et al. Patellofemoral Pain. Clinical Practice Guidelines Linked to the International Classification of Functioning, Disability and Health from the Academy of Orthopaedic Physical Therapy of the American Physical Therapy Association. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2019 Sep;49(9):CPG1-CPG95.
14. Hart HF, Patterson BE, Crossley KM, Culvenor AG, Khan MCM, King MG, et al. May the force be with you: understanding how patellofemoral joint reaction force compares across different activities and physical interventions-a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2022 May;56(9):521-530.
15. Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture.* 2011 Feb;33(2):286-91.
16. Powers CM, Perry J, Hsu A, Hislop HJ. Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function? *Phys Ther.* 1997 Oct;77(10):1063-75; discussion 1075-8.
17. Powers CM, Heino JG, Rao S, Perry J. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999 Dec;14(10):722-8.
18. Pataky TC. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics.* 2010 Jul;43(10):1976-1982.
19. Pataky TC, Robinson MA, Vanrenterghem J. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *J Biomech.* 2013 Sep;46(14):2394-401.
20. Serrien B, Goossensb M, Baeyens JP. Statistical parametric mapping of biomechanical one-dimensional data with Bayesian inference. *Int Biomech.* 2019 Dec;6(1):9-18.
21. Bonacci J, Fox A, Hall M, Fuller JT, Vicenzino B. Footwear and Cadence Affect Gait Variability in Runners with Patellofemoral Pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 2020 jun;52(6):1354-1360.

22. Thomeé R, Augustsson J, Karlsson J. Patellofemoral pain syndrome: a review of current issues. *Sports Med*. 1999 Oct;28(4):245-62.
23. Blackburn JT, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J Athl Train*. 2009 Mar-Apr;44(2):174-9.
24. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990 May;8(3):383-92.
25. Zeni Jr JA, Richards JG, Higginson JS. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture*. 2008 May;27(4):710-4.
26. 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. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2013 May;43(5):332–339.
27. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2<sup>nd</sup> ed. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers; 1988.
28. Gonçalves DHM, de Oliveira AS, Freire LC, Silva ABM, Garbelotti AS Jr, Lucareli PRG. Three-dimensional kinematic analysis of upper limb movements between individuals with and without subacromial shoulder pain exploring the statistical parametric mapping. *J Biomech*. 2021 Dec 2;129:110806.
29. de Ridder R, Willems T, Vanrenterghem J, Robinson MA, Palmans T, Roosen P. Multi-segment foot landing kinematics in subjects with chronic ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2015 Jul;30(6):585-92.

#### 4. REFERÊNCIAS

1. World Health Organization. Musculoskeletal health. Disponível: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions>. [acessado 02.12.2023]
2. Smith BE, Selfe J, Thacker D, Hendrick P, Bateman M, Moffatt F, Rathleff MS, Smith TO, Logan P. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018 Jan;13(1):e0190892.
3. Roush JR, Bay RC. Prevalence of anterior knee pain in 18-35 year-old females. *Int J Sports Phys Ther*. 2012 Aug;7(4):396-401.
4. Willy RW, Hoglund LT, Barton CJ, Bolgla LA, Scalzitti DA, Logerstedt DS, et al. Patellofemoral Pain. Clinical Practice Guidelines Linked to the International Classification of Functioning, Disability and Health from the Academy of Orthopaedic Physical Therapy of the American Physical Therapy Association. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2019 Sep;49(9):CPG1-CPG95.
5. Rathleff MS, Rathleff CR, Olesen JL, Rasmussen S, Roos EM. Is Knee Pain During Adolescence a Self-limiting Condition? Prognosis of Patellofemoral Pain and Other Types of Knee Pain. *Am J Sports Med*. 2016 May;44(5):1165-71.
6. Reijnders L, van de Groes SA. The quality of life of patients with patellofemoral pain - a systematic review. *Acta Orthop Belg*. 2020 Dec;86(4):678-687.
7. Coburn SL, Barton CJ, Filbay SR, Hart HF, Rathleff MS, Crossley KM. Quality of life in individuals with patellofemoral pain: A systematic review including meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2018 Sep;33:96-108.
8. Hart HF, Patterson BE, Crossley KM, Culvenor AG, Khan MCM, King MG, Sritharan P. May the force be with you: understanding how patellofemoral joint reaction force compares across different activities and physical interventions—a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2022 May;56(9):521-530.
9. 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 Dec;51(24):1713-1723.
10. Domenech J, Sanchis-Alfonso V, López L, Espejo B. Influence of kinesiophobia and catastrophizing on pain and disability in anterior knee pain patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013 Jul;21(7):1562-8.

11. van der Heijden RA, de Kanter JL, Bierma-Zeinstra SM, Verhaar JA, van Veldhoven PL, Krestin GP, Oei EH, van Middelkoop M. Structural Abnormalities on Magnetic Resonance Imaging in Patients With Patellofemoral Pain: A Cross-sectional Case-Control Study. *Am J Sports Med.* 2016 Sep;44(9):2339-46.
12. van der Heijden RA, Oei EH, Bron EE, van Tiel J, van Veldhoven PL, Klein S, Verhaar JA, Krestin GP, Bierma-Zeinstra SM, van Middelkoop M. No Difference on Quantitative Magnetic Resonance Imaging in Patellofemoral Cartilage Composition Between Patients With Patellofemoral Pain and Healthy Controls. *Am J Sports Med.* 2016 May;44(5):1172-8.
13. Drew BT, Redmond AC, Smith TO, Penny F, Conaghan PG. Which patellofemoral joint imaging features are associated with patellofemoral pain? Systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2016 Feb;24(2):224-36.
14. Lankhorst NE, van Middelkoop M, Crossley KM, Bierma-Zeinstra A, 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 Jul;50(14):881-6.
15. Maclachlan LR, Collins NJ, Matthews MLG, Hodges PW, Vicenzino B. The psychological features of patellofemoral pain: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2017 May;51(9):732-742.
16. Bartholomew C, Lack S, Neal B. Altered pain processing and sensitisation is evident in adults with patellofemoral pain: a systematic review including meta-analysis and meta-regression. *Scand J Pain.* 2019 Dec 18;20(1):11-27.
17. Bazett-Jones DM, Neal BS, Legg C, Hart HF, Collins NJ, Barton CJ. Kinematic and Kinetic Gait Characteristics in People with Patellofemoral Pain: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Med.* 2023 Feb;53(2):519-547.
18. Rabelo NDA, Lucareli PRG. Do hip muscle weakness and dynamic knee valgus matter for the clinical evaluation and decision-making process in patients with patellofemoral pain? *Braz J Phys Ther.* 2018 Mar-Apr;22(2):105-109.
19. Dingenen B, Blandford L, Comerford M, Staes F, Mottram S. The assessment of movement health in clinical practice: A multidimensional perspective. *Phys Ther Sport.* 2018 Jul;32:282-292.
20. Silva DO, Bartolb CJ, Briania RV, Tabordaa B, Ferreira AS, Pazzinattoa MF, de Azevedoa FM. Kinesiophobia, but not strength is associated with altered movement in women with patellofemoral pain. *Gait Posture.* 2019 Feb;68:1-5.

21. Silva DO, Rathleff MS, Petersen K, de Azevedo FM, Barton CJ. Manifestations of Pain Sensitization Across Different Painful Knee Disorders: A Systematic Review Including Meta-analysis and Metaregression. *Pain Med*. 2019 Feb 1;20(2):335-358.
22. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008 Jan;38(1):12-8.
23. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008 Feb;23(2):203-11.
24. Willson JD, Kerozek TW, Arndt RL, Reznichuk DA, Scott Straker J. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011 Aug;26(7):735-40.
25. Rodrigues R, Klein KD, Pompeo KD, Vaz MA. Are there neuromuscular differences on proximal and distal joints in patellofemoral pain people? A systematic review and meta-analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2022 Mar 18;64:102657.
26. Bley AS, Correa JCF, dos Reis AC, Rabelo NDA, Marchetti PH, Lucareli PRG. Propulsion Phase of the Single Leg Triple Hop Test in Women with Patellofemoral Pain Syndrome: A Biomechanical Study. *PLoS One*. 2014 May 15;9(5):e97606.
27. Ferreira CL, Barton G, Borges LD, Rabelo NDA, 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*. 2019 Jul;72:129-134.
28. Sethi D, Bharti S, Prakash C. A comprehensive survey on gait analysis: History, parameters, approaches, pose estimation, and future work. *Artif Intell Med*. 2022 Jul;129:102314.
29. Stebbins J, Harrington M, Stewart C. Clinical gait analysis 1973-2023: Evaluating progress to guide the future. *J Biomech*. 2023 Oct 10;160:111827.
30. Ahsan M. Determine the kinematics and kinetics parameters associated with bilateral gait patterns among healthy, overweight, and obese adults. *Acta Biomed*. 2022 Oct 26;93(5):e2022228.
31. Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Syst Rev*. 2019 Jun 27;8(1):153.
32. Kumar M, Singh N, Kumar R, Goel S, Kumar K. Gait recognition based on vision systems: A systematic survey. *J Vis Commun Image R*. 2021 Feb;75:1-12.

33. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture*. 2009 Nov;30(4):405-16.
34. Glaviano NR, Bazett-Jones DM, Boling MC. Pain severity during functional activities in individuals with patellofemoral pain: A systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport*. 2022 May;25(5):399-406.
35. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2002 Oct;34(10):1582-93.
36. Chen YJ, Powers CM. Comparison of three-dimensional patellofemoral joint reaction forces in persons with and without patellofemoral pain. *J Appl Biomech*. 2014 Aug;30(4):493-500.
37. Pataky TC. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*. 2010 Jul;43(10):1976-1982.
38. Pataky TC, Robinson MA, Vanrenterghem J. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *J Biomech*. 2013 Sep;46(14):2394-401.
39. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003 Nov;33(11):639-46.
40. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SM, van Middelkoop M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med*. 2013 Mar;47(4):193-206.
41. 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 Jan;48(1):19-31.
42. Magalhães E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M, Abdalla RJ. A comparasion of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *J. Orthop. Sports Phys. Ther. J Orthop Sports Phys Ther*. 2010 Oct;40(10):641-7.
43. Neal BS, Barton CJ, Gallie R, O'Halloran P, Morrissey D. Runners with patellofemoral pain have altered biomechanics which targeted interventions can modify: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*. 2016 Mar;45:69-82.
44. Rabelo NDDA, Costa LOP, Lima BM, Dos Reis AC, Bley AS, Fukuda TY, Lucareli PRG. Adding motor control training to muscle strengthening did not substantially

- improve the effects on clinical or kinematic outcomes in women with patellofemoral pain: A randomised controlled trial. *Gait Posture.* 2017 Oct;58:280-286. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.08.018. Epub 2017 Aug 18. PMID: 28841508.
45. Soares A, Lopes Ferreira C, Glaviano NR, Rabelo NDDA, Lucareli PRG. Is there a correlation between isometric muscle strength and the kinematics of the pelvis, hip and knee during functional tasks in women with patellofemoral pain? *Phys Ther Sport.* 2022 Sep;57:33-39.
46. Chester R, Smith TO, Sweeting D, Dixon J, Wood S, Song F. The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008 May 1;9:64.
47. Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrão FV. 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 Jun;42(6):491-501.
48. Xie P, István B, Liang M. The Relationship between Patellofemoral Pain Syndrome and Hip Biomechanics: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Healthcare (Basel).* 2022 Dec 28;11(1):99.
49. Alsaleh SA, Murphy NA, Mille SC, Morrissey D, Lack SD. Local neuromuscular characteristics associated with patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2021 Dec;90:105509.
50. Ferreira CL, Barroso FO, Torricelli D, Pons JL, Politti F, Lucareli PRG. Women with patellofemoral pain show altered motor coordination during lateral step down. *J Biomech.* 2020 Sep;18:110:109981.
51. Nunes GS, de Oliveira J, Iacob GS, Signori LU, Diel AP, Schreiner R, Solner MW. Effectiveness of interventions aimed at changing movement patterns in people with patellofemoral pain: a systematic review with network meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2023 Sep 14
52. Albuquerque TAB, Liebano RE, Biasotto-Gonzalez DA, Ferreira CL, Lucareli PRG. Correlation of pain sensitization with muscle strength and angular kinematics in women with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2021 Jan;81:105217.
53. Bonacci J, Fox A, Hall M, Fuller JT, Vicenzino B. Footwear and Cadence Affect Gait Variability in Runners with Patellofemoral Pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 2020 jun; 52(6):1354-1360.

54. Serrien B, Goossensb M, Baeyens JP. Statistical parametric mapping of biomechanical one-dimensional data with Bayesian inference. *Int Biomech*. 2019 Dec;6(1):9-18.
55. Barton GJ, Hawken MB, Scott MA, Schwartz MH. Movement deviation profile: a measure of distance from normality using a self-organizing neural network. *Hum Mov Sci*. 2012 Apr;31(2):284-94.
56. Te M, Baptista AF, Chipchase LS, Schabrun SM. Primary Motor Cortex Organization Is Altered in Persistent Patellofemoral Pain. *Pain Medicine*. 2017 Nov 1;18(11):2224-2234.

## 5. ANEXOS

## ANEXO 1 - Escala de Avaliação Numérica da Dor (NPRS)

### ESCALA DE AVALIAÇÃO NUMÉRICA DA DOR (NPRS)

Eu gostaria que você desse uma nota para sua dor numa escala de 0 a 10, onde 0 seria nenhuma dor, e 10 seria a pior dor possível. Por favor, dê um número para descrever sua média de dor.

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
nenhuma dor										pior dor possível

**ANEXO 2 - ESCALA PARA DOR ANTERIOR DO JOELHO (EDAJ – AKPS)**

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

1. Você caminha mancando?

- a. Não (5)
- b. Levemente ou de vez em quando (3)
- c. Constantemente (0)

2. O seu joelho suporta o seu peso?

- a. Apoio totalmente, sem dor (5)
- b. Apoio, mas sinto dor (3)
- c. É impossível suportar o peso (0)

3. Ao caminhar

- a. Não tenho limites para caminhar (5)
- b. Caminho mais que 2 km (3)
- c. Caminho entre 1 e 2 km (2)
- d. Não consigo (0)

4. Ao subir / descer escadas

- a. Não tenho dificuldade (10)
- b. Sinto um pouco de dor ao desce (8)
- c. Sinto dor ao descer e ao subir (5)

d. Não consigo (0)

5. Ao agachar

a. Não tenho dificuldade (5)

b. Sinto dor após agachamentos repetidos (4)

c. Sinto dor a cada agachamento (3)

d. Somente agacho com diminuição de meu peso (me apoiando) (2)

e. Não consigo (0)

6. Ao correr

a. Não tenho dificuldade (10)

b. Sinto dor após correr mais do que 2 km (8)

c. Sinto dor leve desde o começo (6)

d. Sinto dor intensa (3)

e. Não consigo (0)

7. Ao pular/saltar

a. Não tenho dificuldade (10)

b. Tenho um pouco de dificuldade (7)

c. Sinto dor constante (2)

d. Não consigo (0)

8. Ao sentar com os joelhos flexionados/dobrados por período prolongado

a. Não tenho dificuldade (10)

- b. Sinto dor para me manter sentado após ter realizado exercícios (8)
- c. Sinto dor constante (6)
- d. A dor faz com que eu precise estender (esticar) os joelhos de tempos em tempos (4)
- e. Não consigo (0)

#### 9. Dor

- a. Nenhuma (10)
- b. Leve e ocasional (8)
- c. A dor atrapalha o sono (6)
- d. De vez em quando é intensa (3)
- e. Constante e intensa (0)

#### 10. Inchaço (Edema)

- a. Nenhum (10)
- b. Após esforço intenso (8)
- c. Após atividades diárias (6)
- d. Toda noite (0)
- e. Constante (5)

#### 11. Movimentos anormais (subluxação) e doloridos da rótula (patela)

- a. Não ocorre (10)
- b. Ocorre ocasionalmente durante atividades esportivas (6)
- c. Ocorre ocasionalmente durante atividades diárias (4)
- d. Já tive pelo menos um deslocamento (2)

e. Já tive mais que dois deslocamentos (0)

12. Atrofia da coxa (tamanho da coxa)

- a. Nenhuma alteração do tamanho da coxa (5)
- b. Leve alteração do tamanho da coxa (3)
- c. Severa alteração do tamanho da coxa (0)

13. Tem dificuldade para flexionar/dobrar o joelho?

- a. Nenhuma (5)
- b. Leve (3)
- c. Muita (0)

## 6. APÊNDICES

### APÊNDICE 1 – Ficha de Avaliação

Data: \_\_\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ anos

Endereço: \_\_\_\_\_

Email: \_\_\_\_\_

Celular: \_\_\_\_\_

Telefone fixo: \_\_\_\_\_

1. Em qual destas situações você sente dor:

- Subir e descer escadas
- Correr
- Saltar
- Agachar
- Ficar muito tempo sentada
- Ficar muito tempo em pé
- Ajoelhar

2. Em qual joelho você sente dor?

- Direito
- Esquerdo
- Nos dois

Qual lado dói mais?  D  E

3. Há quanto tempo sente dor no(s) joelho(s)?

- Menos de 3 meses

( ) Até 3 meses

( ) Até 6 meses

( ) Mais de 6 meses Especifico: \_\_\_\_\_

4. Se eu jogar uma bola para você, com qual perna você chutar a bola de volta?

5. Pratica alguma atividade física? ( ) Sim ( ) Não

Se sim, qual? \_\_\_\_\_

Quantas vezes por semana? \_\_\_\_\_

6. Você já passou por alguma cirurgia de tornozelo, pé, quadril, joelho, quadril ou coluna?

( ) Sim ( ) Não

7. Você sofreu alguma lesão nos joelhos?

Sim. Especifico \_\_\_\_\_  Não \_\_\_\_\_

8. Alguma vez sua patela (rótula) já saiu do lugar?

( ) Sim ( ) Não

**DADOS ANTROPOMÉTRICOS:**

- Altura \_\_\_\_\_ mm
- Peso \_\_\_\_\_ kg
- Distância entre as EIAs \_\_\_\_\_ mm
  
- Comprimento do membro inferior E \_\_\_\_\_ mm
- Diâmetro do Joelho E \_\_\_\_\_ mm
- Diâmetro do TNZ E \_\_\_\_\_ mm
- Torção tibial E \_\_\_\_\_ mm
  
- Comprimento de membro inferior D \_\_\_\_\_ mm
- Diâmetro do Joelho D \_\_\_\_\_ mm
- Diâmetro do TNZ D \_\_\_\_\_ mm
- Torção tibial D \_\_\_\_\_ mm