

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

FELIPE REIS DE SOUZA

**COMO AS CARACTERÍSTICAS DA MARCHA VARIAM ENTRE
MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR EM NÍVEIS LEVE,
MODERADO E SEVERO?**

SÃO PAULO, SP

2026

FELIPE REIS DE SOUZA

**COMO AS CARACTERÍSTICAS DA MARCHA VARIAM ENTRE
MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR EM NÍVEIS LEVE,
MODERADO E SEVERO?**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho (UNINOVE), como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli.

SÃO PAULO, SP

2026

FICHA CATALOGRÁFICA

Felipe Reis de Souza.

Como as características da marcha variam entre mulheres com dor femoropatelar em níveis leve, moderado e severo? / Felipe Reis de Souza. 2026.

49 f.

Dissertação (Mestrado)- Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2026.

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

1. Síndrome da dor patelofemoral. 2. Joelho. 3. Dor. 4. Fisioterapia.

I. Lucareli, Paulo Roberto Garcia. II. Título

CDU 615.8

São Paulo, 19 de junho de 2026.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno(a): **FELIPE REIS DE SOUZA**

Título da Dissertação: **"COMO AS CARACTERÍSTICAS DA MARCHA VARIAM ENTRE MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR EM NÍVEIS LEVE, MODERADO E SEVERO?"**

Presidente: PROF(A). DR(A). PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELI

Membro: PROF(A). DR(A). FABIANO POLITTI

Membro: PROF(A). DR(A). ANDRÉ SERRA BLEY

DEDICATÓRIA

Dedico essa conquista à minha família: à minha amada mãe, Iraci dos Reis, que foi a minha primeira professora, minha alfabetizadora e a maior incentivadora. A minha esposa Natália, por todo o amor, apoio, carinho e paciência a mim dedicados durante o processo e aos meus amados filhos, Anna, Lorena e Pedro;

Aos meus amigos, Roseli, Elaine, Fabrício e Tiaki, pela confiança em mim depositada, pelo forte laço de amizade que me fortaleceu durante os momentos mais difíceis, e pelo apoio incansável durante a minha jornada;

Aos meus queridos companheiros de time do Mogi Basquete: Rodrigo, Alexandre, Caio, Bruno, Habib, Milos, Fernando Penna e Guilherme Filipin; e aos companheiros do Comitê Paralímpico Brasileiro: Tadeu, Leila e Aline pelo companheirismo, parceria, apoio e compreensão durante essa árdua etapa que é a busca pelo conhecimento;

Aos meus queridos colegas da Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva e da Atividade Física, a SONAFE pelo incentivo e apoio à busca incansável de conhecimento;

Aos amados amigos que fiz no NAPAM, Otávio, Nara, Gabriel e Cíntia, pela paciência e parceria infindável durante todo esse processo;

Ao meu querido professor, Paulo Roberto Garcia Lucareli, pela oportunidade que me deu de estudar, por todo o conhecimento que me foi transmitido, pela paciência, carinho, respeito e compreensão ao longo desses anos. Serei eternamente grato!

Por fim, e mais importante, com meu coração despedaçado pela despedida precoce, dedico todos os frutos do meu trabalho à memória de meu saudoso e amado pai, Eliel Gomes de Souza.

AGRADECIMENTOS

Agradeço mais uma vez à minha família e aos amigos pelo suporte.

Aos professores do programa de pós graduação da Universidade Nove de Julho, UNINOVE, ao meu professor e orientador e ao Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise do Movimento - NAPAM, por facilitar a obtenção desse título profissional;

A Universidade Nove de Julho - UNINOVE, por possibilitar a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação;

Ao Comitê Paralímpico Brasileiro, pelo apoio e suporte prestados durante parte do processo.

A Fundação CAPES, pelo incentivo financeiro que foi fundamental para o desenvolvimento e conclusão desse projeto através de seu programa de bolsas.

“A vontade de se preparar deve ser maior do que a vontade de vencer! Afinal, vencer todos querem. Mas quantos estão dispostos a se preparar efetivamente?”

-Bob Knight

RESUMO

Introdução: A dor femoropatelar (DFP) está associada a alterações no padrão de marcha. Entretanto, ainda não está claro se mulheres com diferentes níveis de dor apresentam características distintas de movimento e se a intensidade da dor está relacionada à magnitude do desvio da marcha. **Objetivo:** Examinar se o desvio da marcha e as características da marcha diferem entre mulheres com diferentes níveis de DFP, e determinar se a intensidade da dor está associada ao desvio da marcha. **Métodos:** Foi conduzido um estudo retrospectivo de delineamento transversal com 237 mulheres com DFP, categorizadas em grupos de dor leve, moderada e severa. Foram coletados dados de cinemática tridimensional da marcha e parâmetros espaço-temporais durante a marcha em solo. O desvio da marcha foi quantificado por meio do *Movement Deviation Profile* (MDP), um índice do desvio cinemático da marcha em relação a um grupo de referência típico (237 controles saudáveis). As diferenças entre os grupos com diferente nível de dor e a associação entre a intensidade da dor e a MDP foram avaliadas por meio de análises não paramétricas. As formas de onda cinemáticas contínuas foram analisadas por meio do *Statistical non-Parametric Mapping* (SnPM). **Resultados:** Níveis mais elevados de dor estiveram associados a maior desvio da marcha, e a intensidade da dor apresentou forte associação positiva com o MDP. Mulheres com maior dor andaram mais lentamente e com passos mais curtos. As análises cinemáticas identificaram padrões distintos entre os grupos: o grupo com dor moderada apresentou alterações no controle da pelve e do quadril no plano frontal, enquanto o grupo com dor severa apresentou diferenças adicionais no tornozelo e na progressão do pé, incluindo uma rotação externa do pé progressivamente maior ao longo do ciclo da marcha. **Conclusão:** Mulheres com diferentes níveis de DFP apresentaram diferenças no MDP. A intensidade da dor na DFP está associada a diferenças relevantes no desvio da marcha e em padrões específicos de movimento. Considerar os níveis de intensidade da dor pode aprimorar a interpretação clínica da marcha em indivíduos com DFP e contribuir para a elaboração de estratégias de reabilitação mais personalizadas.

Palavras-chave: Síndrome da Dor Patelofemoral; Joelho; Dor; Fisioterapia.

ABSTRACT

Introduction: Patellofemoral pain (PFP) is associated with altered gait, but it remains unclear whether women with different pain levels present distinct movement characteristics and whether pain intensity relates to the magnitude of gait deviation.

Objective: To examine whether gait deviation and gait characteristics differ across different pain levels in women with PFP, and to determine whether pain intensity is associated with overall gait deviation.

Methods: A retrospective cross-sectional study was conducted with 237 women with PFP, categorized into mild, moderate, and severe pain groups. Three-dimensional gait kinematics and spatiotemporal parameters were collected during ground walking. Gait deviation was quantified using the Movement Deviation Profile (MDP), a summary index of kinematic deviation (237 healthy controls). Group differences and the association between pain intensity and MDP were assessed using non-parametric analyses. Continuous kinematic waveforms were evaluated using *Statistical non-Parametric Mapping* (SnPM).

Results: Higher pain levels were associated with greater gait deviation, and pain intensity was strongly positively associated with MDP. Women with higher pain walked more slowly and with shorter steps. Kinematic analyses identified distinct patterns across groups: moderate pain was characterised by altered pelvic and hip control in the frontal plane, while severe pain showed additional differences at the ankle and in foot progression, including a progressively more externally rotated foot throughout the gait cycle.

Conclusion: Women with different levels of DFP showed differences in MDP. Pain intensity in PFP correlates with notable differences in gait deviation and specific movement patterns. Considering pain severity levels may enhance clinical interpretation of gait in PFP and facilitate more personalised rehabilitation strategies.

Keywords: Patellofemoral Pain Syndrome; Knee; Pain; Physiotherapy.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS.....	12
LISTA DE FIGURAS.....	13
LISTA DE ABREVIACÕES.....	14
1 CONTEXTUALIZAÇÃO.....	15
2 JUSTIFICATIVA.....	16
3 OBJETIVOS.....	16
4 MÉTODOS.....	17
4.1 Desenho e local do estudo.....	17
4.2 Aspecto éticos.....	17
4.3 Amostra e participantes.....	17
4.4 Procedimentos.....	18
4.5 Calibração do sistema de captura.....	18
4.6 Preparação dos participantes de pesquisa.....	18
4.7 Colocação dos marcadores.....	18
4.8 Análise tridimensional da marcha.....	20
4.9 Familiarização e descrição da tarefa.....	21
4.10 Processamento de dados.....	21
4.11 Movement Deviation Profile.....	22
5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	22
6 RESULTADOS.....	23
6.1 Resumo.....	24
6.2 Introdução.....	24
6.3 Métodos.....	27
6.3.1 Desenho de estudo.....	27
6.3.2 Participantes.....	27
6.3.3 Procedimentos.....	27
6.4 Análise de dados.....	28
6.4.1 Processamento de dados.....	28
6.4.2 Movement Deviation Profile.....	29
6.4.3 Análise Estatística.....	29
6.5 Resultados.....	30
6.6 Discussão.....	36

6.7 Conclusão.....	39
6.8 Referências.....	39
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	44
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	44
ANEXO A: ESCALA VISUAL ANALÓGICA.....	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Comparação dos parâmetros espaço-temporais da marcha entre grupos com dor leve, moderada e severa.....	31
---	----

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Conjunto de marcadores retro-reflexivos posicionados nas estruturas e segmentos anatômicos para aquisição dos dados cinemáticos.....	20
Figura 2. Gráficos de caixa mostrando a distribuição do MDP nos grupos leve, moderado, e severa.....	32
Figura 3. Gráfico de dispersão com linhas de tendência individuais para visualização apenas de cada grupo.....	33
Figura 4. Gráfico em linhas representando a cinemática angular média dos 3 grupos de estudo para os movimentos do tronco, pelve e quadril nos planos sagital, frontal e transversal, joelho no plano sagital e frontal, tornozelo no plano sagital e pé no plano transversal. Gráfico de barras horizontais indicando os intervalos do ciclo da marcha com diferenças significativas entre os grupos, identificadas pelo SnPM.....	35

LISTA DE ABREVIACÕES

DFP: Dor femoropatelar

AFP: Articulação femoropatelar

MDP: Movement Deviation Profile

SPM: Statistical Parametric Mapping

SPnM: Statistical Non-Parametric Mapping

EVA: Escala Visual Analógica

Kg: Kilograma

Cm: Centímetros

FPS: Frames por segundo

3D: Tridimensional

MP: Megapixel

NAPAM: Núcleo de Apoio a Pesquisa em Análise do Movimento

TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UNINOVE: Universidade Nove de Julho

SOM: Self-organizing Maps

PFJ: Patellofemoral Pain

PFJ: Patellofemoral Joint

VAS: Visual Analogic Scale

Hz: Hertz

ICC: Intraclass Correlation Coefficient

SEM: Standard Error of Measurement

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

Dor femoropatelar (DFP) é uma condição musculoesquelética comum, caracterizada por dor localizada na região retropatelar e/ou peripatelar do joelho, que se agrava com atividades que sobrecarregam a articulação femoropatelar (AFP), como subir e descer escadas, agachar, correr ou pular¹. Indivíduos com essa condição, tendem a apresentar os sintomas de maneira lenta ou abrupta, podendo persistir por anos, causando prejuízo social, como restrição das atividades laborais, esportivas e de lazer^{2,3}. Estima-se que a prevalência anual seja de 23% entre adultos e de 29% entre adolescentes⁴ e cerca de 70 a 90% dos indivíduos que sofrem com essa condição apresentam recorrência³. A DFP também parece estar relacionada a alterações cinemáticas e relacionadas ao controle motor⁵, em tarefas simples e funcionais, como descer escadas⁶. Os custos médicos anuais per capita podem chegar a € 300⁷, evidenciando seu impacto na qualidade de vida e no ônus socioeconômico.

Embora a sua etiologia permaneça desconhecida, uma das hipóteses é a de que o mau alinhamento entre o fêmur e a patela possa aumentar o estresse na articulação femoropatelar, levando ao desgaste da cartilagem articular⁸ o que pode aumentar o risco de desenvolvimento de osteoartrite patelofemoral^{2,9}. Estudos mais recentes sugerem que o manejo da DFP também deve considerar estratégias de educação¹⁰, visto que o paciente com DFP pode apresentar desfechos psicossociais desfavoráveis, como catastrofização¹¹, ansiedade e depressão¹² e comportamentos de medo e evitação¹³.

Embora a DFP seja comumente estudada em tarefas que exijam maior sobrecarga da AFP, como correr, saltar ou subir e descer escadas, a análise de atividades que demandam menor sobrecarga da AFP, como a marcha, vem sendo cada vez mais utilizada para nortear tratamentos e compreender o impacto da DFP em atividades funcionais, pois a sobrecarga na APF mesmo durante atividades de baixa intensidade, como caminhar, quando realizadas com frequência, podem contribuir significativamente para a sobrecarga articular cumulativa¹⁴.

Uma revisão sistemática recente demonstrou, através de evidências moderadas, que indivíduos com DFP apresentam menor velocidade, cadência e comprimento da passada. Além disso, esses pacientes apresentam maior queda contralateral da pelve, menor flexão do joelho e menor momento interno extensor do joelho durante a fase de apoio¹⁵.

A análise cinemática tridimensional (3D) é o padrão ouro para a avaliação do movimento. Entretanto, a análise 3D gera uma grande quantidade de dados, tornando difícil a sua interpretação. Para isso, existem ferramentas capazes de simplificar os dados cinemáticos com o objetivo de tornar mais fácil a interpretação dos gráficos gerados pela análise tridimensional da marcha. Uma dessas ferramentas é o *Movement Deviation Profile* (MDP). O MDP é uma rede neural artificial auto-organizada que, por meio de aprendizado não supervisionado, pode discriminar séries temporais de sinais biológicos de diferentes grupos¹⁶. O MDP é uma ferramenta capaz de identificar, por meio de uma curva única, os desvios do movimento de um indivíduo em relação ao esperado na

normalidade, simplificando os dados cinemáticos e facilitando sua compreensão¹⁷. Um estudo anterior estabeleceu uma forte relação entre a intensidade da dor e os desvios dos padrões típicos da marcha em mulheres com DFP, medidos pelo MDP¹⁸. Especificamente, níveis mais elevados de dor estão associados a desvios da marcha, que podem decorrer de alterações compensatórias ou primárias do movimento. No entanto, ainda não está claro se os desvios da marcha variam com a intensidade da dor ou se diferentes padrões de movimento estão associados a dores mais leves ou mais severas.

Assim, o objetivo deste trabalho foi: (1) Comparar o desvio de movimento da marcha de mulheres com DFP, estratificadas pela intensidade da dor; (2) Verificar a associação entre o nível de dor e a magnitude dos desvios (MDP); (3) Identificar quais movimentos do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé contribuem para esses desvios. Nossa hipótese era que níveis mais elevados de dor estariam associados a maiores desvios de movimento, que a intensidade da dor estaria notavelmente relacionada à magnitude do desvio e que o movimento da pelve e do quadril no plano frontal e o do joelho no plano sagital explicariam significativamente as diferenças na marcha entre os grupos de intensidade da dor.

2. JUSTIFICATIVA

A DFP é uma condição dolorosa comum, que afeta principalmente indivíduos jovens, com alto nível de atividade física, como militares e atletas⁴. Essa condição pode restringir atividades que sobrecarregam a articulação femoropatelar, desde atividades do dia a dia até atividades esportivas². Estudos prospectivos sugerem que o aumento do ângulo de adução do quadril¹⁸, redução do ângulo de dorsiflexão do tornozelo, varo de joelho e pé¹⁹ são fatores cinemáticos que podem estar relacionados ao aparecimento de dor anterior no joelho em corredores. Em populações militares, o aumento do IMC e do ângulo Q foram descritos como fatores de risco para o aparecimento da dor anterior no joelho²⁰. Um estudo recente, encontrou uma associação entre intensidade de dor e MDP²¹, no entanto, nesse estudo anterior não foram comparadas intensidades de dor, e também não foram investigadas quais articulações e planos de movimento contribuem para a apresentação das diferenças encontradas no MDP. Portanto, é notável o esforço para identificar fatores preditores da DFP, principalmente os fatores cinemáticos; porém, nenhum estudo até o momento se propôs a estratificar grupos de mulheres com DFP pelo nível de dor para comparar o desvio de movimento da marcha, entender se existe associação entre o nível de dor e a magnitude dos desvios e identificar quais movimentos articulares contribuem para esses desvios, caso encontrados. Este trabalho se justifica, pois propõe uma análise consistente e robusta de fatores relacionados a uma das condições dolorosas musculoesqueléticas mais comuns na população jovem e fisicamente ativa.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Comparar os desvios de movimento da marcha de mulheres com DFP estratificadas pela intensidade da dor reportada através da Escala Visual Analógica

(EVA) em grupos com dor leve (3 e 4 pontos), moderada (5 e 6 pontos) e severa (7 e 8 pontos).

3.2 Objetivos Específicos

Verificar se existe associação entre o nível de dor e a magnitude dos desvios (MDP);

Se houver diferença na cinemática da marcha entre mulheres com DFP leve, moderada ou severa, identificar quais movimentos contribuem para os desvios e em quais subfases do ciclo da marcha essas diferenças se manifestam.

4. MÉTODOS

4.1 Desenho e Local do Estudo

Trata-se de uma análise retrospectiva desenvolvida e conduzida no Núcleo de Apoio a Pesquisa em Análise do Movimento (NAPAM) situado na Universidade Nove de Julho (UNINOVE), campus Vergueiro, São Paulo, Brasil.

4.2 Aspectos Éticos

O presente estudo foi analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UNINOVE (parecer nº 1.912.221) de acordo com as diretrizes e normas regulamentadoras da resolução 196/96 do (CNS).

4.3 Amostra e Participantes

Um total de 237 participantes diagnosticadas com DFP e 237 participantes saudáveis pareadas, que serviram como referência para padrões típicos de marcha, foram selecionadas do banco de dados do laboratório e registradas entre 2012 e 2025.

As participantes deste estudo eram mulheres do banco de dados de pesquisas anteriores que atendiam aos mesmos critérios clínicos e protocolos de coleta de dados biomecânicos. As participantes apresentavam dor retropatelar e/ou peripatelar por um período mínimo de três meses, com uma classificação de intensidade da dor de pelo menos 3 pontos na Escala Visual Analógica (EVA)^{22,23} (ANEXO A), e relataram dor durante pelo menos duas das seguintes atividades: sentar por longos períodos, subir escadas, agachar, correr ou pular. Os critérios de exclusão incluíam histórico de cirurgia de membro inferior ou coluna vertebral, luxação patelar, dor anterior no joelho resultante de trauma, condições coexistentes no joelho, como lesões meniscais e/ou ligamentares, dor lateral e/ou posterior no joelho, problemas cardiovasculares ou distúrbios de locomoção que pudessem impactar a avaliação, gravidez e discrepância no comprimento dos membros maior que 1 cm, medida com uma fita métrica.

4.4 Procedimentos

As participantes assinaram o termo de consentimento para participação no estudo. Foram coletados dados clínicos e de identificação de cada indivíduo, como: nome, data

de nascimento, profissão, histórico de saúde e atividades que exacerbavam e/ou aliviavam a dor.

Após a anamnese, as participantes foram submetidas a um protocolo de mensurações antropométricas, essenciais para a aplicação do modelo biomecânico *Plug-in Gait*[®], visando o cálculo das variáveis em estudo²⁴. As mensurações incluíram altura, peso, comprimento dos membros inferiores, largura dos joelhos e tornozelos, além de avaliação da torção tibial.

Após a seleção, todas as participantes realizaram uma avaliação cinemática tridimensional da marcha, seguindo as condições descritas nos próximos tópicos. O diagnóstico clínico foi confirmado por um fisioterapeuta qualificado e experiente, que esteve presente em todas as coletas, supervisionando todos os testes físicos para confirmação da dor femoropatelar.

A EVA foi utilizada para registrar a intensidade média da dor do participante durante a anamnese. A escala EVA é um instrumento padronizado para avaliação da dor que consiste em uma escala numérica que vai de 0 (sem dor) a 10 (pior dor possível), em que o participante reporta o nível de dor percebido.

As participantes foram subdivididas em 3 grupos: dor leve (3 ou 4 pontos na EVA), dor moderada (5 ou 6 pontos na EVA), e dor severa (7 ou 8 pontos na EVA). O grupo que possuía o menor número de participantes (79), serviu como referência para balancear os demais grupos. O balanceamento nos grupos que haviam maior número de participantes foi feito de maneira aleatória.

4.5 Calibração do Sistema de Captura

Em cada dia de coleta de dados foi realizada a calibração do sistema *Vicon Nexus*[®]. Para determinar as coordenadas de referência do laboratório (X, Y e Z), utilizou-se uma haste equipada com cinco luzes infravermelhas, com distância fixa entre elas e já reconhecida pelo software, para a varredura do espaço de interesse. Esta haste foi movida em todos os planos do volume definido, gerando dados sobre a localização e a orientação das câmeras nesse mesmo espaço (calibração dinâmica). Logo após, essa mesma haste foi posicionada no centro do laboratório para determinar a origem do sistema de coordenadas do volume de calibração.

4.6 Preparação dos Participantes de Pesquisa

Todos os participantes usavam shorts e sutiã-top para facilitar a colocação dos marcadores. A pele foi limpa com algodão e álcool 70% para melhor fixação dos marcadores.

4.7 Colocação dos Marcadores

Os marcadores utilizados são esferas de polietileno revestidas com fita adesiva contendo esferas microscópicas de vidro, fixadas sobre uma base plástica que permite a aplicação de fita dupla face diretamente na pele do sujeito. Este design esférico permite a reflexão da luz em todas as direções, assegurando que os marcadores permaneçam

visíveis para o conjunto de câmeras utilizado na coleta de dados, independentemente da posição dos marcadores no volume de coleta. Além disso, a leveza dos marcadores contribui para o conforto dos participantes, evitando qualquer desconforto ou limitação nos movimentos durante a avaliação.

Vinte e nove marcadores esféricos retro-reflexivos, com diâmetros de 14 mm, foram fixados em pontos anatômicos específicos utilizando fita dupla face (3M®), servindo como referência para o sistema de captura da análise do movimento (FIGURA 1). Os marcadores foram posicionados bilateralmente nos acrômios, região superior e inferior do esterno, no processo espinhoso das vértebras C7 e T12, na borda medial da escápula direita, um cluster nas espinhas ilíacas póstero-superiores (RPSI, LPSI e AUX), na região anterior (RTHI1 e LTHI1) e lateral (RTHI2 e LTHI2) do terço medial da coxa, na face lateral da base da patela (RTHI e LTHI), no epicôndilo femoral lateral (RKNE e LKNE), no terço médio lateral (RTIB e LTIB) e anterior (RTIB1, RTIB2 e LTIB1, LTIB2) da perna, no maléolo lateral (RANK e LANK), no terço médio entre o 2º e 3º metatarsos (RTOE e LTOE) e no calcâneo (RHEE e LHEE). Fora os quatro marcadores para cálculo do centroide das articulações do joelho e tornozelo posicionados nos maléolos mediais (rkne2 e lkne2, rank2 e lank2), respectivamente. Este conjunto de marcadores conhecido como *Plug-in Gait ou Conventional gait model* foi baseado no modelo Helen Hayes, utilizado para estimar a posição dos centros articulares e calcular a cinemática tridimensional das articulações do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo²⁴.

O método empregado envolve a estimativa de um sólido representando cada segmento anatômico, por meio da identificação de pontos anatômicos e do rastreamento dos marcadores, ou pela formação de grupos de marcadores (clusters) que representam um mesmo segmento.

A colocação dos marcadores foi realizada por um único examinador experiente, garantindo consistência nas avaliações de todos os pacientes.



Figura 1: Conjunto de marcadores retro-reflexivos posicionados nas estruturas e segmentos anatômicos para a aquisição de dados cinemáticos.

4.8 Análise Tridimensional da Marcha

Para a aquisição dos dados cinemáticos, foi utilizado o sistema *Vicon*[®] (*Vicon*, Denver, CO), composto por dez câmeras infravermelhas operando a uma frequência de 120 Hz. O sistema é dividido em quatro componentes principais: refletor, emissor, meio de transmissão e receptor.

Os marcadores, posicionados estrategicamente sobre a pele do paciente em pontos correspondentes a proeminências ósseas, foram organizados de modo a formar planos anatômicos. A análise da posição desses planos no espaço é realizada com base no movimento relativo entre os segmentos corporais e em relação a um sistema de coordenadas fixo, estabelecido no laboratório.

O sistema de captura de movimento, com suas câmeras emissoras de luz infravermelha, é projetado para refletir a luz nos marcadores aplicados ao corpo. Cada câmera é equipada com LEDs (Diodos Emissores de Luz) dispostos em torno de sua lente, emitindo luz infravermelha que é refletida pelos marcadores. O formato esférico dos marcadores assegura que a luz seja refletida em todas as direções, desde que permaneçam no campo de visão das câmeras.

As câmeras receptoras, sensíveis ao espectro de luz infravermelha, varrem vários pontos dentro de uma área pré-determinada, capturando imagens tridimensionais. Para garantir a precisão na reconstrução espacial, cada marcador precisa ser captado por, no mínimo, duas câmeras, o que permite a reconstrução 3D da sua posição. A utilização de

múltiplas câmeras aumenta a robustez do sistema, possibilitando a captação de movimento mesmo em situações de obstrução visual, como pode ocorrer durante a marcha.

Todas as câmeras foram conectadas a um sincronizador *Vicon lock+* que gerenciava a interface de comunicação com as câmeras.

Após a coleta, os dados foram armazenados no computador e posteriormente processados pelo software *Nexus*[®], que reconstrói as posições tridimensionais dos marcadores utilizando um modelo biomecânico, em conjunto com algoritmos matemáticos avançados.

4.9 Familiarização e Descrição da Tarefa

Os voluntários foram inicialmente apresentados aos equipamentos e procedimentos do experimento, recebendo instruções claras sobre como realizar a tarefa. Para facilitar a compreensão, foi conduzida uma simulação prática, durante a qual os participantes caminharam na pista de coleta.

Para iniciar o experimento, os indivíduos foram posicionados no centro da área de coleta e permaneceram em posição estática por alguns segundos. Essa pausa foi essencial para permitir a leitura e o reconhecimento dos marcadores. A correta localização dos marcadores sobre as espinhas ilíacas antero superiores é fundamental para identificar os centros articulares e realizar os cálculos necessários à análise cinemática dos membros inferiores. A precisão dos dados cinemáticos pode ser afetada se os marcadores forem ocluídos, total ou parcialmente, ou se não estiverem corretamente alinhados com as espinhas ilíacas. Essa oclusão ocorre frequentemente devido a características morfológicas, como a presença de uma quantidade significativa de tecido mole na região abdominal²⁵.

Para minimizar o risco de oclusões e erros de posicionamento, utilizou-se uma haste equipada com três marcadores de 25 mm (apontador), sendo dois retro-reflexivos e um invisível para as câmeras. Após a coleta inicial em condição estática, os dados dinâmicos foram obtidos através do apontador. A extremidade da haste, posicionada a 260 mm de distância, foi sucessivamente colocada sobre as espinhas ilíacas anterossuperiores esquerda e direita. A partir das informações dos marcadores do apontador (Pt1 e Pt2) e dos três marcadores na região posterior da pelve (cluster), foram geradas duas esferas virtuais que correspondem às espinhas ilíacas anterossuperior direita e esquerda (RASI e LASI, respectivamente).

Após a fase de coleta estática, os participantes realizaram pelo menos seis caminhadas descalças, sem a inclusão de tarefas adicionais. Foram instruídos a adotar uma velocidade escolhida por eles, buscando simular as condições reais do cenário em estudo.

4.10 Processamento dos Dados

As trajetórias dos marcadores em 3D foram analisadas utilizando o *software Nexus 2.x* para estimar os centros articulares. O ciclo de marcha foi realizado utilizando algoritmos que prevêem os eventos de contato inicial e desprendimento dos dedos, com base na metodologia descrita por Zeni Jr.²⁶. Um filtro de *Woltring* com erro quadrático médio de dois (2 MSE) foi aplicado para minimizar o ruído vibratório nas trajetórias dos marcadores, causado por artefatos de tecido mole. Seis ciclos de marcha por participante foram selecionados para análise, totalizando 1.422 ciclos de marcha. Os movimentos do tronco e da pelve em relação ao laboratório, da coxa em relação à pelve, da perna em relação à coxa e do pé em relação à perna foram calculados²⁷.

4.11 Movement Deviation Profile

O *Movement Deviation Profile* (MDP) é uma abordagem simplificada para resumir e compreender dados cinemáticos, utilizando uma rede neural auto-organizável para analisar o movimento. Esse mapa auto organizável é uma técnica de aprendizado de máquina não supervisionada que produz uma representação de baixa dimensão de um conjunto de dados de alta dimensão, preservando a estrutura dos dados¹⁶. Essa metodologia facilita a discriminação eficaz dos dados^{28,29}. Neste estudo, o MDP quantifica o desvio na marcha de indivíduos com DFP em relação a um padrão de normalidade definido. Para estabelecer a marcha típica, foi empregada uma base de dados composta por 237 participantes saudáveis pareadas por peso, altura e idade.

Um conjunto de 13 curvas cinemáticas articulares, cada uma representada por uma série temporal de 51 pontos, foi extraído de uma base de dados de indivíduos saudáveis para treinar a rede. Foram consideradas as seguintes informações cinemáticas: ângulos dos planos frontal, sagital e transversal dos segmentos do tronco e da pelve em relação ao laboratório; planos frontal, sagital e transversal do quadril em relação à pelve; planos frontal e sagital do joelho em relação à coxa; plano sagital do pé em relação à perna; e plano transversal do pé em relação ao laboratório. Esse processo permitiu estabelecer uma definição operacional de marcha típica.

O critério de desempenho da rede neural foi, então, utilizado para quantificar o desvio do grupo com DFP em relação a essa linha de base normativa. A rede calcula a distância euclidiana multidimensional entre cada participante do grupo DFP e a referência derivada da cinemática da base de dados saudável. Esse processo gera uma curva única (composta por 51 pontos de dados extraídos de 13 curvas cinemáticas) para cada indivíduo, refletindo seu desvio em relação à referência normativa durante o movimento. A média da curva do MDP (MDP_{mean}) das mulheres com DFP foi calculada para análise estatística.

5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A normalidade dos dados foi avaliada pelo teste de Shapiro–Wilk e a homogeneidade das variâncias pelo teste de Levene. Como os dados não atenderam aos pressupostos de normalidade, utilizaram-se testes não paramétricos nas análises inferenciais.

Variáveis contínuas são apresentadas como médias com intervalos de confiança de 95%, enquanto os escores de dor na Escala Visual Analógica (EVA) foram medianas e intervalos interquartis.

As comparações entre grupos para os parâmetros de marcha e o *Movement Deviation Profile* (MDP) foram realizadas por meio do teste de Kruskal–Wallis, seguido de procedimentos *post hoc*.

Quando diferenças significativas foram identificadas ($P < 0,05$), aplicou-se o teste de Dunn com correção de Bonferroni, adotando-se nível de significância de $P < 0,017$. O tamanho do efeito foi estimado por eta quadrado (η^2), **classificado como pequeno (0,01–0,06), moderado (0,06–0,14) ou grande ($\geq 0,14$).**

As correlações entre o MDP e a intensidade da dor foram avaliadas pelo coeficiente de correlação de Spearman (ρ), **interpretado como fraco (0,10–0,39), moderado (0,40–0,69) ou forte ($\geq 0,70$).**

As curvas cinemáticas contínuas ao longo do tempo (0–100% do ciclo da marcha) foram analisadas utilizando *Statistical non-Parametric Mapping* (SnPM) com o pacote *spm1d*. Para cada variável, foi realizada, inicialmente, uma ANOVA unidirecional omnibus (SnPM{F}), com correção de Bonferroni para as 13 variáveis analisadas ($\alpha = 0,0038$). Testes pareados SnPM{t} (com correção de Welch) foram conduzidos apenas quando o teste omnibus apresentou significância (procedimento de *gating*), com ajuste de Holm para os três contrastes, mantendo erro familiar (family-wise $\alpha = 0,05$). A inferência estatística foi baseada em 10.000 permutações, utilizando correção pelo máximo estatístico ao longo do contínuo unidimensional, e os efeitos significativos foram reportados como intervalos contíguos acima do limiar crítico. Foi realizada ainda uma análise de sensibilidade ajustada pela velocidade de marcha, utilizando um modelo linear generalizado (MLG) com velocidade como covariável, aplicando a mesma estratégia de *gating*, correção de Holm e inferência baseada em 10.000 permutações com correção pelo máximo estatístico.

6. RESULTADOS

Os resultados da presente dissertação serão apresentados em formato de artigo intitulado: "Como as características da marcha variam em mulheres com dor femoropatelar em níveis leve, moderado e severo?"

Artigo:

Como as características da marcha variam entre mulheres com dor femoropatelar em níveis leve, moderado e severo?

Resumo

A dor patelofemoral (DFP) está associada a alterações na marcha, mas ainda não está claro se mulheres com diferentes níveis de dor apresentam características de movimento distintas e se a intensidade da dor está relacionada à magnitude do desvio da marcha.

Objetivo: Examinar se o desvio da marcha e as características da marcha diferem entre os níveis de dor leve, moderada e severa em mulheres com dor femoropatelar (DFP) e determinar se a intensidade da dor está associada ao desvio geral da marcha.

Métodos: Foi realizado um estudo transversal retrospectivo com 237 mulheres com dor femoropatelar (DFP), categorizadas em grupos de dor leve, moderada e severa. A cinemática tridimensional da marcha e os parâmetros espaço-temporais foram coletados durante a caminhada em solo plano. O desvio da marcha foi quantificado utilizando o *Movement Deviation Profile* (MDP), um índice que resume o desvio cinemático. As diferenças entre os grupos e a associação entre a intensidade da dor e o MDP foram avaliadas por meio de análises não paramétricas. As formas de onda cinemáticas contínuas foram avaliadas utilizando o *Statistical non-Parametric Mapping*.

Resultados: Níveis mais elevados de dor foram associados a maior desvio da marcha, e a intensidade da dor apresentou forte correlação positiva com o desvio da marcha. Mulheres com maior intensidade de dor caminharam mais lentamente e com passos mais curtos. As análises cinemáticas identificaram padrões distintos entre os grupos: a dor moderada foi caracterizada por alterações no controle pélvico e do quadril no plano frontal, enquanto a dor severa apresentou diferenças adicionais no tornozelo e na progressão do pé, incluindo uma rotação externa progressiva do pé ao longo do ciclo da marcha. **Conclusão:** A intensidade da dor femoropatelar correlaciona-se com diferenças notáveis no desvio da marcha e em padrões de movimento específicos. Considerar os níveis de intensidade da dor pode aprimorar a interpretação clínica da marcha na dor femoropatelar e facilitar estratégias de reabilitação mais personalizadas.

Palavras-chave: Dor femoropatelar, Análise da marcha, Cinemática, Movement Deviation Profile, Intensidade da dor.

Introdução

A dor femoropatelar (DFP) é uma das lesões por sobrecarga mais comuns nos membros inferiores, com uma incidência anual de aproximadamente 23% [1]. Cerca de 70 a 90% dos pacientes apresentam recorrência [2], o que pode aumentar o risco de desenvolvimento de osteoartrite patelofemoral [3, 4]. Os custos médicos anuais per capita

podem chegar a € 300 [5], evidenciando seu impacto na qualidade de vida e no ônus socioeconômico. Esses dados reforçam a necessidade de prevenir a recorrência e reduzir a sobrecarga no sistema de saúde.

A DFP é comumente provocada por atividades diárias como corrida, agachamento e subida de escadas [6]. Indivíduos com DFP frequentemente apresentam estresse elevado na articulação patelofemoral (APF), o que se acredita aumentar o risco de sobrecarga da cartilagem, degeneração articular e carga aguda na cartilagem. Essas alterações podem perturbar a homeostase tecidual e potencialmente causar dor [7, 8, 9]. A carga na APF também tem sido implicada na patogênese da DFP e até mesmo atividades de baixa intensidade, como caminhar, quando realizadas com frequência, podem contribuir significativamente para a carga articular cumulativa [10].

Embora a maioria das pesquisas biomecânicas em DFP tenha se concentrado em tarefas de alta demanda, como corrida, salto e descida de degraus [11, 12], a marcha, a atividade diária mais fundamental, pode revelar padrões compensatórios clinicamente relevantes. Especificamente, uma revisão sistemática e meta-análise recente constatou que indivíduos com DFP caminham mais lentamente, apresentam menor cadência, maior queda da pelve contralateral e flexão reduzida do joelho, embora esses achados se baseiem em efeitos de pequeno a moderado porte e com evidências de certeza limitada. Análises cinéticas indicam momentos de extensão interna do joelho reduzidos durante a caminhada [13]. Estudos eletromiográficos sugerem ativação alterada do quadríceps [14, 15], e Ferreira et al. [16] também relataram menos sinergias musculares e estratégias de controle neural alteradas durante a caminhada em mulheres com DFP, relacionando desvios biomecânicos a mudanças no controle motor. No entanto, a relação entre a intensidade da dor e a magnitude ou o padrão dos desvios da marcha permanece insuficientemente compreendida.

A intensidade da dor em mulheres com DFP varia amplamente e é comumente avaliada por meio de uma escala visual analógica (EVA). Variações nos níveis de dor podem refletir diferentes estratégias de movimento [17, 18], como demonstrado por relatos de uma associação positiva entre o aumento da dor e maior valgo dinâmico do joelho em condições relacionadas à dor [19]. Além disso, limiares de dor à pressão mais baixos têm sido associados à alteração da cinemática dos membros inferiores [18], e intervenções de reeducação do movimento indicam que a redução da dor é

frequentemente acompanhada pela normalização dos padrões cinemáticos [20, 21]. No entanto, há uma carência de pesquisas sistemáticas que investiguem os padrões de marcha em mulheres com DFP quando estratificadas pela intensidade da dor, o que destaca uma lacuna importante na literatura.

Tradicionalmente, a análise biomecânica da marcha tem se baseado em variáveis discretas, pontos de dados distintos, como ângulos articulares em momentos específicos, e em métodos de inferência contínua no tempo, como o *Statistical non-Parametric Mapping* (SnPM), que avalia os ciclos de movimento em sua totalidade. Recentemente, abordagens de aprendizado de máquina, incluindo redes neurais artificiais e *Self-Organizing Maps* (SOMs), ganharam destaque por sua capacidade de capturar padrões de movimento multivariados e não lineares, difíceis de detectar com métricas tradicionais. Por exemplo, modelos neurais podem identificar subconjuntos de ângulos articulares que diferenciam mulheres com DFP de controles, demonstrando seu potencial para caracterizar estratégias de movimento em diversas demandas funcionais [22]. Notavelmente, a aplicação da análise do SOM a uma grande coorte de mulheres com DFP revelou uma forte associação entre a intensidade da dor, medida pela EVA, e o *Movement Deviation Profile* (MDP), um marcador de anormalidade da marcha: cada aumento de 1 ponto na EVA correspondeu a um aumento de aproximadamente 2° no MDP_{mean} [23].

Apesar dos avanços biomecânicos na DFP, ainda não está claro se mulheres com diferentes níveis de dor apresentam desvios distintos na marcha e quais movimentos articulares contribuem mais para isso. Portanto, este estudo teve como objetivos: (1) comparar o desvio médio da marcha (MDP) entre mulheres com DFP estratificadas pela intensidade da dor; (2) examinar a associação entre a intensidade da dor e o desvio da marcha; e (3) identificar quais características do movimento articular — incluindo tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé — contribuem para as diferenças no padrão da marcha. Nossa hipótese era de que maior dor estaria associada a maiores desvios, que a intensidade da dor estaria notavelmente relacionada à magnitude do desvio e que o movimento da pelve e do quadril no plano frontal e o movimento do joelho no plano sagital explicariam significativamente as diferenças na marcha entre os grupos de intensidade da dor.

Métodos:

Desenho do estudo

Um estudo de coorte transversal retrospectivo foi planejado, aprovado pelo comitê de ética local e realizado em um laboratório de movimento humano (número do protocolo 1.912.221) de 2012 a 2025. O estudo seguiu as diretrizes STROBE para relatar pesquisas observacionais.

Participantes

Um grupo de 237 voluntárias com DFP, juntamente com um grupo controle de 237 mulheres assintomáticas pareadas por idade, altura e peso, foi selecionado do banco de dados. Todas as participantes forneceram consentimento livre e esclarecido e seguiram protocolos uniformes de coleta de dados clínicos e biomecânicos. O diagnóstico de DFP foi realizado por fisioterapeutas experientes, treinados sob a mesma supervisão. As participantes, com idades entre 18 e 35 anos, praticavam pelo menos 20 minutos de atividade física três vezes por semana.

O grupo com DFP apresentou dor retropatelar ou peripatelar com duração superior a três meses, com níveis de dor de 3 a 8 na EVA, e dor durante atividades como permanecer sentado por longos períodos, subir escadas, agachar, correr ou pular. Os critérios de exclusão incluíram cirurgia prévia nos membros inferiores ou na coluna vertebral, luxação patelar, dor anterior no joelho relacionada a trauma, outras lesões no joelho, dor lateral ou posterior, distúrbios cardiovasculares ou musculoesqueléticos, gravidez ou discrepância no comprimento dos membros superior a 1 cm. Os indivíduos do grupo controle foram excluídos caso apresentassem alguma dessas condições. Todos os participantes seguiram os mesmos protocolos de coleta de dados clínicos e biomecânicos.

Procedimentos

Todos os participantes submetidos à avaliação tridimensional da marcha seguiram procedimentos idênticos. Os dados cinemáticos foram coletados com um sistema *Vicon* (*Vicon*, Denver, CO) equipado com 10 câmeras, com amostragem a 120 Hz. Trinta e seis marcadores esféricos retrorrefletivos de 14 mm foram fixados com fita adesiva dupla face.

Esses marcadores foram posicionados no manúbrio e no processo xifóide do esterno, no processo espinhoso da 7ª vértebra cervical, na 10ª vértebra torácica e na escápula direita. Além disso, foram posicionados bilateralmente no acrômio, nas espinhas ilíacas posterior e anterior, na superfície proximal lateral e no terço anterior da coxa, nos epicôndilos femorais, na patela, nas superfícies proximal lateral e proximal e distal anterior da perna, no maléolo lateral, no calcâneo e na cabeça do segundo metatarso. O conjunto de marcadores seguiu o modelo Plug-in Gait, conhecido por sua confiabilidade e precisão na análise da marcha [24, 25]. As câmeras foram calibradas antes de cada sessão.

A coleta de dados ocorreu após um breve período de familiarização das participantes, durante o qual caminharam livremente pelo laboratório. Os voluntários caminharam descalços ao longo de uma passarela de oito metros em velocidade autoselecionada, sendo seis metros o volume de captura calibrado. Embora alguns conjuntos de dados incluíssem outras condições de teste, os ensaios de marcha foram sempre registrados primeiro, antes de quaisquer tarefas adicionais. Cada participante completou pelo menos seis ensaios de marcha consecutivos sem descanso. Todos os dados foram coletados no mesmo laboratório, com posicionamento e configuração de câmera consistentes durante todo o processo de coleta de dados. Foram obtidas medidas antropométricas, incluindo altura, massa, distância entre as espinhas ilíacas anterossuperiores, larguras do joelho e tornozelo e comprimentos dos membros inferiores. As coordenadas dos marcadores foram capturadas, reconstruídas em 3D e rotuladas de acordo com o modelo biomecânico. Um estudo piloto envolvendo os primeiros 100 participantes encontrou um Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI2, K) entre 0,79 e 0,98 e um Erro Padrão de Medição (EPM) entre 0,27 e 2,20°. Os itens da lista de verificação são fornecidos no Material Suplementar, de acordo com recomendações anteriores [26]. Antes da coleta de dados da marcha, os participantes com DFP foram solicitados a relatar, de forma padronizada, a dor média que sentiram nas últimas quatro semanas, medida pela EVA. Dados anteriores da EVA também foram obtidos do banco de dados do nosso laboratório.

Análise de dados

Processamento

Todas as trajetórias dos marcadores 3D foram reprocessadas usando o *Nexus 2.14* para estimar os centros das articulações e garantir uma metodologia consistente. Os ciclos

da marcha foram identificados usando algoritmos que predizem o contato inicial e a saída do pé, seguindo Zeni Jr. et al. [27]. Um filtro de *Woltring* com 2 MSE reduziu o ruído de vibração proveniente do movimento dos tecidos moles. Seis ciclos da marcha por participante foram selecionados, totalizando 1.422 ciclos. Os ângulos articulares foram medidos nos planos frontal, sagital e transversal para o tronco, a pelve, a coxa, a perna e o pé em relação ao laboratório e entre si.

Movement Deviation Profile

O MDP simplifica e resume dados cinemáticos usando um SOM [28]. Essa técnica de aprendizado de máquina não supervisionado gera uma representação de baixa dimensionalidade de um conjunto de dados de alta dimensionalidade, preservando a maior parte do conteúdo de informação [29]. Este estudo utiliza o MDP para medir desvios na marcha em graus (°) em indivíduos com DFP em comparação com a marcha típica, envolvendo 237 mulheres do grupo controle. O cálculo do MDP considerou dados de 13 curvas cinemáticas, incluindo movimentos da pelve (inclinação anterior/posterior, obliquidade superior/inferior, rotação interna/externa), movimentos do quadril (flexão/extensão, abdução/adução, rotação interna/externa), movimentos do joelho (flexão/extensão, valgo/varo), movimento do tornozelo (dorsiflexão/flexão plantar), rotações do pé (interna/externa) e movimentos do tronco (inclinação anterior/posterior, obliquidade superior/inferior, rotação interna/externa).

Um conjunto de 13 curvas cinemáticas articulares do banco de dados de controle foi usado para treinar a rede neural e definir padrões típicos de marcha. As mesmas 13 curvas do grupo com DFP foram então inseridas no modelo de otimização de marcha (SOM) treinado. A métrica de desempenho da rede foi usada para medir o grau de desvio da marcha do grupo com DFP em relação à normalidade. O MDP, ou distância euclidiana multidimensional, calculou o desvio de cada participante com DFP em relação à distribuição de normalidade da marcha do grupo de controle, criando uma curva de desvio única com 51 pontos de dados (derivados das 13 curvas cinemáticas) para cada indivíduo. Essa curva indica o grau de desvio da marcha normativa, e o MDP_{mean} é a média desses 51 valores durante um ciclo de marcha.

Análise estatística

A normalidade foi avaliada com o teste de Shapiro-Wilk e a homogeneidade da variância com o teste de Levene. Como pelo menos um dos grupos não atendeu às

pressuposições de normalidade para cada variável espaço-temporal, foram utilizados testes não paramétricos para as análises inferenciais. As variáveis contínuas são apresentadas como medianas e intervalos interquartil. As comparações entre os grupos para os parâmetros da marcha e o MDP foram realizadas utilizando o teste de Kruskal-Wallis com procedimentos post-hoc. O tamanho do efeito foi medido pelo eta quadrado (η^2), categorizado como pequeno (0,01–0,06), médio (0,06–0,14) ou grande ($\geq 0,14$). Diferenças significativas ($p < 0,05$) motivaram o teste de Dunn com correção de Bonferroni, com significância em $p < 0,017$. As correlações entre MDP e intensidade da dor foram avaliadas com o coeficiente de correlação de Spearman (ρ), interpretadas como fracas (0,10–0,39), moderadas (0,40–0,69) ou fortes ($\geq 0,70$).

As formas de onda cinemáticas contínuas no tempo (0–100% do ciclo da marcha) foram analisadas usando SnPM (spm1d). Para cada variável, foi realizada uma ANOVA SnPM unidirecional (SnPM{F}) com correção de Bonferroni para 13 variáveis ($\alpha=0,0038$). Testes SnPM{t} pareados (correção de Welch) foram conduzidos apenas quando o teste omnibus foi significativo (*gating*), com ajuste de Holm para os três contrastes (α familiar=0,05). A inferência foi baseada em 10.000 permutações usando correção de estatística máxima no contínuo unidimensional; os efeitos significativos são relatados como intervalos supra-limiare contíguos. Uma análise de sensibilidade ajustada para a velocidade de caminhada foi realizada usando um GLM com a velocidade como covariável, aplicando a mesma estratégia de *gating* e correção de Holm e inferência de estatística máxima com 10.000 permutações.

Resultados

Movement Deviation Profile (MDP_{mean}) e Intensidade da Dor

Os 237 participantes foram distribuídos igualmente entre três grupos de dor ($n=79$ em cada). O MDP_{mean} apresentou diferenças significativas entre esses grupos ($H=209,78$, $p<0,001$), com testes post-hoc confirmando todas as diferenças entre os pares: dor leve, moderada e severa. O tamanho do efeito foi grande ($\eta^2 = 0,896$), indicando que a categoria de dor explicou 89,6% da variação da MDP (Figura 1). A análise de correlação revelou uma forte associação entre o MDP e os escores de dor na EVA (ρ de Spearman = 0,986,

$p < 0,001$). Dentro dos grupos, as correlações foram de 0,819, 0,981 e 0,853, todas significativas, indicando a relação consistente do MDP com a intensidade da dor (Figura 2).

Parâmetros espaço-temporais da marcha

A Tabela 1 mostra a média e os intervalos de confiança dos parâmetros espaço-temporais da marcha em três grupos de dor. O grupo com dor leve caminhou mais rápido, com passos mais longos, mais tempo em primeiro apoio duplo e menos tempo em apoio simples e segundo apoio do que os grupos com dor moderada e severa. A cadência foi semelhante entre os grupos.

Tabela 1. Comparação dos parâmetros espaço-temporais da marcha entre os grupos com dor leve, moderada e severa.

	Dor leve n = 79	Dor moderada n = 79	Dor severa n = 79
Idade (anos)	25,3 (24,2-26,4)	26,1 (25,0-27,2)	25,5 (24,3-26,7)
Altura (m)	1,67 (1,66-1,68)	1,67 (1,66-1,68)	1,67 (1,66-1,68)
Massa corporal (kg)	62,8 (59,8-64,4)	61,3 (59,1-63,5)	61,8 (60,1-64,6)
IMC (kg/m²)	22,5 (21,1-23,7)	22,0 (20,7-23,2)	22,4 (20,9-23,4)
Escala visual analógica de dor	3 (3-4)	5 (5-6)	7 (7-8)
MDP^{abc}	8,94 (8,34-9,34)	11,58 (11,10-13,24)	15,22 (14,80-16,39)
Velocidade da marcha			
adimensional^{ab}	0.372 (0.354–0.383)	0.386 (0.375–0.398)	0.383 (0.363–0.399)
Cadência (passos/segundo)^{ab}	1.695 (1.647–1.778)	1.790 (1.722–1.848)	1.780 (1.667–1.847)
Comprimento da passada (m)^{ab}	1.197 (1.157–1.256)	1.126 (1.073–1.164)	1.134 (1.087–1.180)
Primeiro duplo apoio (%)^a	10.24 (9.02–10.89)	10.71 (9.51–11.77)	10.37 (9.38–11.20)
Segundo duplo apoio (%)^{ab}	9.93 (9.02–11.29)	10.61 (9.09–12.04)	9.63 (8.54–10.87)
Apoio simples (%)	40.50 (39.42–41.54)	39.40 (38.32–40.44)	39.67 (38.87–40.92)
Fase de apoio (%)^c	60.15 (59.34–61.70)	60.90 (58.99–62.15)	59.84 (58.61–61.05)

Os valores são apresentados como mediana (intervalo interquartil). As comparações globais entre grupos foram realizadas utilizando o teste de Kruskal-Wallis. Letras sobrescritas indicam diferenças significativas no *Post-Hoc* de Dunn após o ajuste de Holm dentro de cada parâmetro entre os grupos ($p < 0,05$): ^a Leve vs. Moderada; ^b Leve vs. severa; ^c Moderada vs. severa. Um parâmetro pode conter mais de uma letra quando mais de uma comparação entre pares for significativa. A velocidade normalizada foi calculada ajustando-se a velocidade bruta à altura do corpo por meio de uma escala de raiz quadrada.

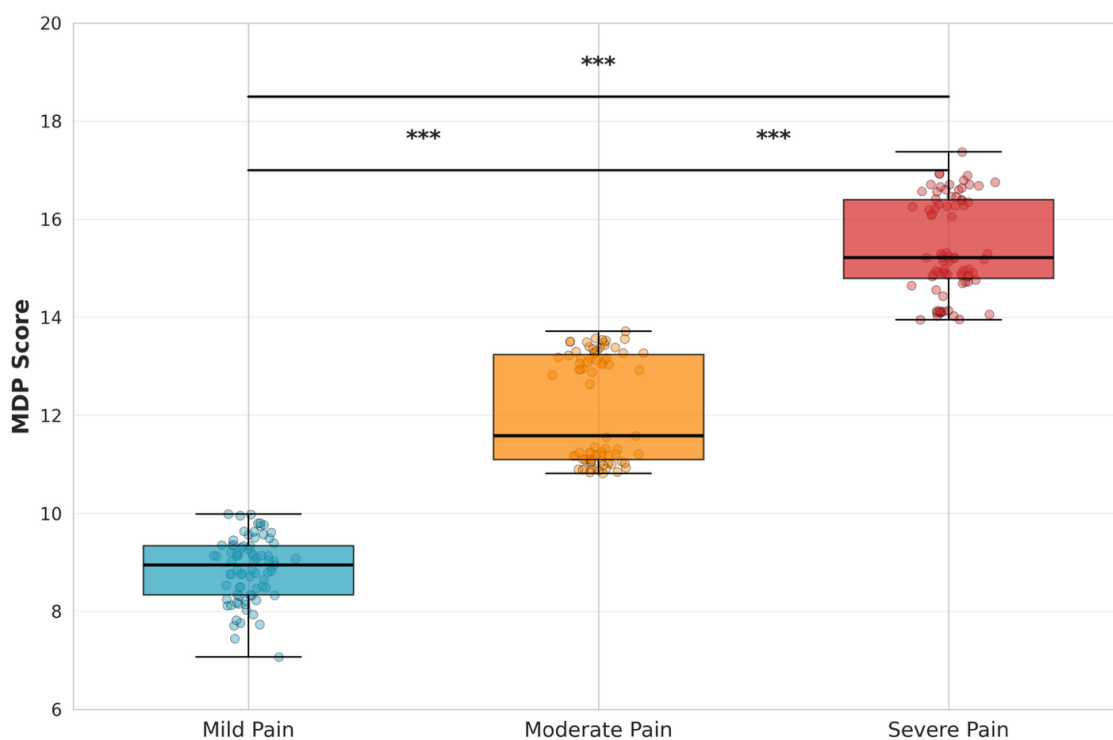


Figura 1. Diagramas de caixa mostrando a distribuição do MDP nos grupos leve ($n=79$), moderado ($n=79$) e grave ($n=79$). Kruskal-Wallis: $H=209,78$, $P<0,001$, $\eta^2=0,896$. Diferenças significativas entre pares (***) $P<0,001$, teste post-hoc de Dunn). Medianas: leve=8,94, moderado=11,58, grave=15,22.

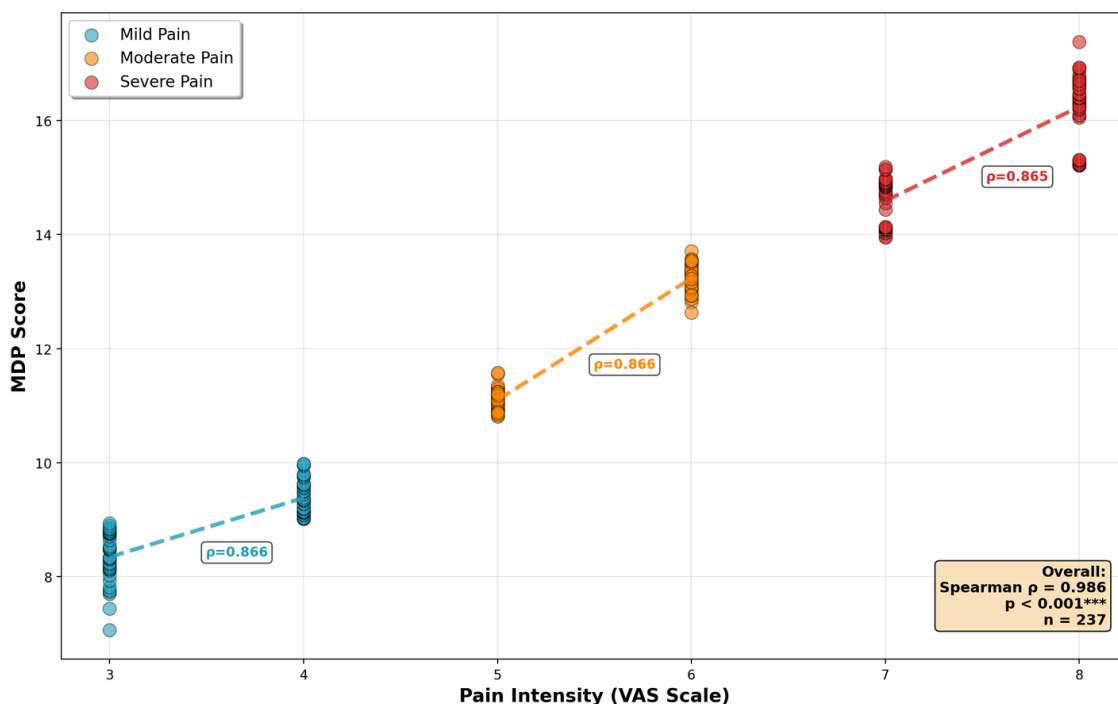


Figura 2. Gráfico de dispersão com linhas de tendência individuais para visualização apenas de cada grupo (leve = azul, moderado = laranja, grave = vermelho). Correlação geral muito forte: $\rho = 0,986$, $P < 0,001$, $n = 237$. Cada grupo demonstra uma correlação positiva consistente.

Cinemática Angular

Utilizando a técnica SnPM, identificamos padrões cinemáticos distintos entre os grupos de dor nos planos transversal, sagital e frontal. Esses resultados estão resumidos abaixo.

No plano sagital, a pelve no grupo com dor moderada apresentou redução da inclinação anterior durante 58% a 100% do ciclo da marcha em comparação com o grupo com dor leve; nenhuma diferença foi encontrada no grupo com dor severa. O grupo com dor moderada apresentou menor flexão do quadril durante 22% a 46% do ciclo, enquanto o grupo com dor severa apresentou menor flexão do joelho durante 80% a 92% do ciclo em comparação com o grupo com dor leve. Todos os grupos apresentaram diferenças cinemáticas no tornozelo: o grupo com dor severa apresentou menor flexão plantar durante o apoio duplo inicial e maior dorsiflexão durante 0% a 42% do ciclo, com diferenças adicionais durante 62% a 65%, 79% a 81% e 92% a 98% do ciclo em relação ao grupo com dor moderada. O grupo com dor severa também manteve maior flexão plantar entre 50% e 69%, enquanto o grupo com dor moderada apresentou maior flexão

plantar entre 52% e 66%, em comparação com o grupo com dor leve. Nenhuma diferença significativa na inclinação do tronco foi observada entre os grupos (Figura 3).

No plano frontal, a pelve no grupo com dor moderada apresentou maior queda contralateral durante 20% a 69% do ciclo, em comparação com o grupo com dor leve. O grupo com dor severa apresentou maior adução do quadril no contato inicial (0% a 11%) do que os outros grupos. Durante a fase de balanço, o grupo com dor severa manteve-se com abdução reduzida em comparação com os grupos com dor moderada (80%–100%) e leve (60%–100%). Não foram encontradas diferenças na inclinação lateral do tronco ou no varo/valgo do joelho entre os grupos (Figura 3).

No plano transversal, observou-se redução da rotação interna do tronco tanto no grupo com dor moderada (22% a 60%) quanto no grupo com dor severa (22% a 31%), em comparação com o grupo com dor leve. O grupo com dor severa apresentou maior rotação externa da pelve entre 38% e 57% do ciclo, e uma diferença menor entre 46% e 48%. O grupo com dor moderada apresentou maior rotação interna do quadril (55% a 58%) do que o grupo com dor leve e maior rotação interna (62% a 100%) do que o grupo com dor severa. O grupo com dor severa manteve maior rotação externa do quadril (60% a 63%). Em relação à progressão do pé, o grupo com dor severa apresentou maior rotação externa durante quase todo o ciclo, enquanto o grupo com dor moderada apresentou um perfil intermediário de rotação externa dos dedos em comparação com o grupo com dor leve. Diferenças entre os grupos com dor moderada e severa foram observadas entre 10% e 16% e entre 58% e 78% do ciclo, com o grupo com dor severa apresentando maior rotação externa (Figura 3).

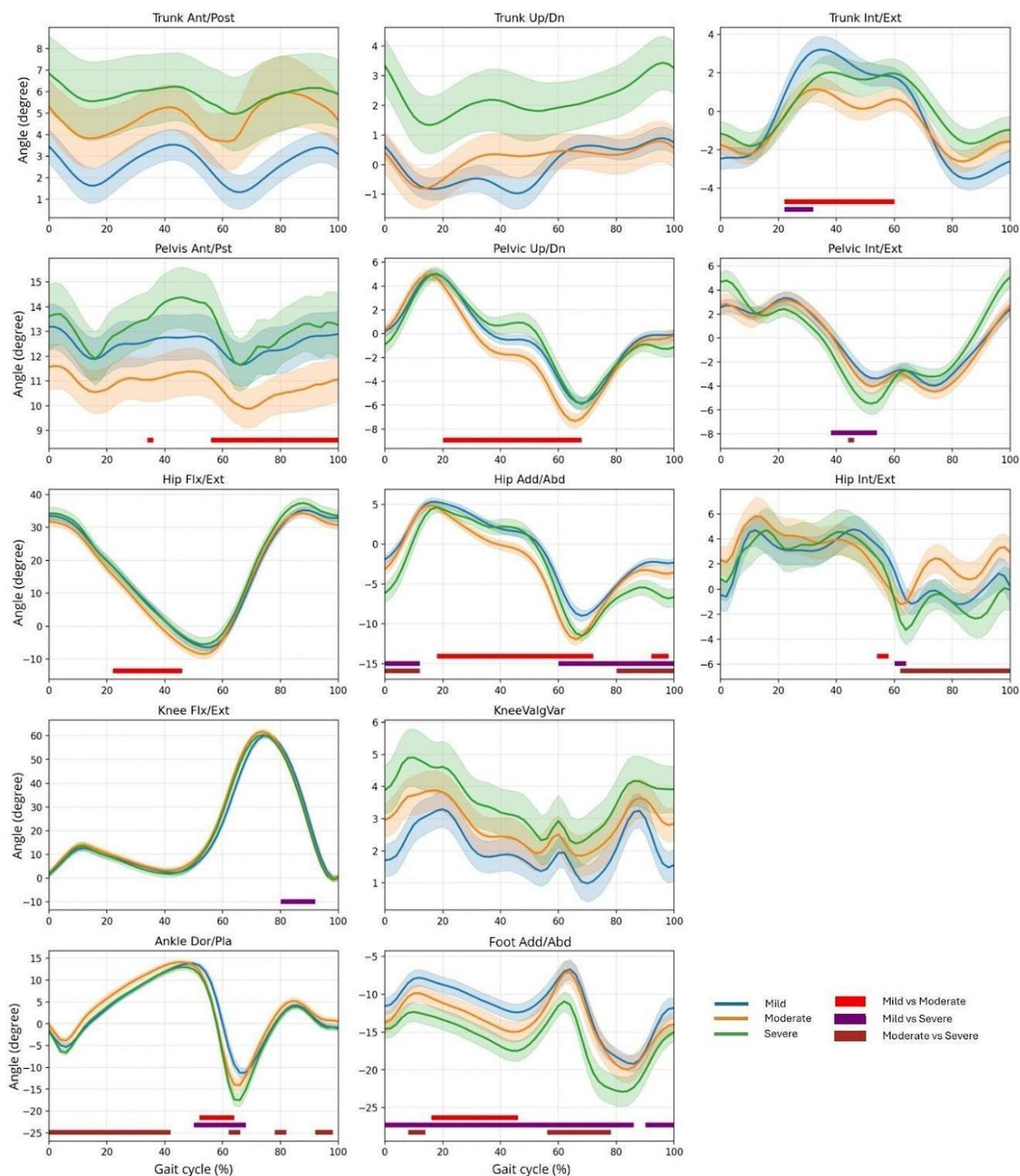


Figura 3. Os valores em graus positivos representam respectivamente: anteriorização, inclinação e rotação interna do tronco e da pelve; flexão, adução e rotação interna do quadril, flexão e varo do joelho, dorsiflexão do tornozelo e adução do pé. Enquanto os valores negativos representam respectivamente: posteriorização, queda e rotação externa do tronco e da pelve; extensão, abdução e rotação externa do quadril; extensão e valgo do joelho; flexão plantar do tornozelo e abdução (progressão) do pé. As barras horizontais indicam os intervalos do ciclo da marcha com diferenças significativas entre os grupos, identificadas pelo SnPM. Os testes SnPM{F} gerais foram ajustados por Bonferroni para 13 variáveis cinemáticas ($\alpha = 0,0038$). Os testes SnPM{t} pareados foram realizados apenas para variáveis com efeito geral significativo (estratégia

de gating), com ajuste de Holm para os três contrastes (α familiar = 0,05). A inferência utilizou 10.000 permutações com correção de estatística máxima no contínuo unidimensional.

Discussão

Este estudo examinou se mulheres com DFP, categorizadas por intensidade (leve, moderada, severa), apresentam padrões de marcha diferentes. Utilizando um perfil médio de desvio de movimento (MDP_{mean}), descritores espaço-temporais e formas de onda cinemáticas contínuas, os resultados revelam que os padrões de marcha mudam com os níveis de dor. Isso corrobora pesquisas que sugerem que a DFP é multifatorial e envolve ajustes cinemáticos multissegmentares, em vez de diferenças isoladas nos ângulos articulares [30, 11, 13].

Uma descoberta fundamental é que a intensidade dos sintomas está fortemente correlacionada com o desvio da marcha. O aumento no MDP_{mean} em todos os níveis de intensidade e a forte ligação entre dor e MDP apoiam um modelo dose-resposta associado a uma maior reorganização do movimento. Esse padrão se encaixa nas teorias atuais de adaptação motora, sugerindo redistribuição da atividade para proteger os tecidos dolorosos [31]. Fatores psicossociais, como a cinesiofobia, podem influenciar essas adaptações; por exemplo, ela foi associada a padrões de movimento alterados em mulheres com síndrome da dor femoropatelar [32], possivelmente causando uma marcha mais cautelosa em grupos com maior intensidade de dor.

As diferenças espaço-temporais revelam como os participantes ajustam o desempenho da marcha. O grupo com dor leve caminhou mais rápido e com passos mais longos do que os grupos com dor moderada e severa, enquanto a cadência permaneceu inalterada. Evidências anteriores indicam que os indivíduos frequentemente reduzem a velocidade e a cadência da marcha, alterando os eventos de apoio para modular a carga nos membros e as forças patelofemorais [33, 34, 13]. Nossos achados sugerem que uma maior intensidade de dor leva a uma estratégia de marcha mais conservadora, explicando as características específicas da marcha descritas.

Nossos resultados mostram que o controle distal do tornozelo no plano sagital torna-se mais distinto com o aumento da intensidade da dor. Pesquisas anteriores demonstraram que a dor femoropatelar (DFP) está associada a alterações na mecânica da marcha, como redução da flexão do joelho e alterações nos momentos extensores do joelho [33, 34]. Neste conjunto de dados, a cinemática do tornozelo diferenciou mais

claramente os níveis de intensidade da dor. Comparado ao grupo com dor leve, o grupo com dor moderada apresentou aumento da flexão plantar durante a fase de apoio e balanço (52–66%), enquanto o grupo com dor severa apresentou maior flexão plantar durante a fase final de apoio (50–69%), com um aumento gradual na excursão da flexão plantar (leve < moderada < severa). A dor severa também foi associada a menor flexão plantar durante o apoio duplo inicial e maior dorsiflexão durante o início e meio da fase de apoio (0–42%), indicando alterações na progressão da tíbia e na propulsão. A DFP tem sido relacionada à postura pronada do pé e ao aumento da mobilidade do pé [35]. Embora a postura e a cinética do pé não tenham sido medidas visto que o modelo plug-in gait para o pé no plano frontal não é confiável, as alterações na dorsiflexão/flexão plantar podem refletir a aceitação da carga e os ajustes de propulsão, interagindo com o controle do plano frontal, uma vez que a dorsiflexão limitada do tornozelo está associada ao valgo do joelho [36].

Os resultados do plano frontal destacam o complexo pelve-quadril como um fator chave nos níveis de dor. Dor moderada foi associada a maior queda pélvica contralateral durante a fase de apoio do que dor leve, enquanto dor severa foi associada a maior adução do quadril próximo ao contato inicial e menor abdução do quadril durante a fase de balanço. Esses achados estão de acordo com revisões que mostram que alterações na mecânica do plano frontal, especialmente aumento da adução do quadril e queda pélvica, são comuns na DFP durante diversas tarefas [30, 13]. Disfunções dos abdutores e rotadores do quadril foram sugeridas como causas prováveis, especialmente em mulheres com DFP [37]. Evidências enfatizam a importância de abordar esses fatores proximais com reabilitação do quadril, combinada com fortalecimento do quadríceps, a fim de reduzir a dor e melhorar a função [38]. As diretrizes também recomendam exercícios combinados de quadril e joelho para DFP [2].

As diferenças no plano transversal mostraram que os estágios de dor também diferiram na estratégia rotacional, com a manifestação distal observada na progressão do pé. O grupo com dor moderada apresentou um ângulo de progressão do pé mais externo (“ponta do pé para fora”) do que o grupo com dor leve, e o grupo com dor grave apresentou a maior ponta do pé para fora, corroborando um padrão gradual entre os níveis de dor. Embora o delineamento transversal impeça a inferência causal, a literatura anterior descreve mecanismos que podem ajudar a contextualizar as associações observadas. A progressão do pé é afetada pela rotação do membro inferior; medidas de torção tibial e

rotação do quadril explicam a variância na marcha, sugerindo que a morfologia torsional pode influenciar as diferenças entre os grupos [39]. As rotações tibial e femoral afetam a área e a pressão de contato patelofemoral, demonstrando que o alinhamento transversal influencia a mecânica patelofemoral [40]. A torção tibial está ligada à dor e à instabilidade; simulações mostram que ela influencia as forças articulares, destacando a importância da avaliação da torção de todo o membro na interpretação dos padrões de ponta do pé para fora [41, 42]. A torção tibial se desenvolve principalmente na primeira infância, com pouca mudança posterior, portanto, o aparecimento de rotação externa dos pés na adolescência provavelmente reflete um perfil de longa data em vez de remodelação [43]. O aumento da rotação externa dos pés pode sugerir aumento da força e rigidez patelofemoral durante a marcha, indicando que nem sempre é protetor e pode ser uma assinatura da marcha ou uma estratégia orientada por sintomas com custos mecânicos [44].

Os três padrões específicos do plano formam um sistema de fenotipagem associado à intensidade da dor. A literatura sugere que a subdivisão em grupos e o tratamento personalizado podem melhorar a tomada de decisões clínicas na DFP [45, 2]. A dor moderada apresenta alterações proximais e frontais, como queda pélvica e adução do quadril, enquanto a dor severa inclui características distais e rotacionais, como dorsiflexão na fase de apoio, alteração no tempo de flexão plantar e progressão única do pé. Isso corrobora a noção de que a DFP envolve fatores proximais, distais e locais [11] e justifica a investigação sobre se os tratamentos específicos para cada fenótipo diferem entre os níveis de dor.

Diversas limitações devem ser consideradas. Primeiro, por se tratar de um estudo transversal, não é possível estabelecer causalidade; as alterações da marcha relacionadas à gravidade da dor podem causar, resultar ou ambas as consequências. Segundo, os grupos de gravidade foram baseados em escores da Escala Visual Analógica (EVA) autorrelatados, que medem a intensidade dos sintomas em vez da cronicidade, dos mecanismos da dor ou dos fatores psicossociais que influenciam o movimento. Terceiro, a análise focou em dados cinemáticos e espaço-temporais; a inclusão de dados cinéticos, modelagem musculoesquelética e ativação muscular poderia aprimorar a compreensão dos mecanismos envolvidos, especialmente em relação ao tempo de dorsiflexão/flexão plantar do tornozelo e à progressão do pé no plano transversal. Por fim, a amostra incluiu

apenas mulheres com DFP, portanto, é necessário cautela ao aplicar os resultados a homens.

Pesquisas futuras devem examinar se os fenótipos associados à gravidade da dor são estáveis ao longo do tempo e se estão relacionados a alterações nos sintomas. Estudos longitudinais podem determinar se a redução da dor coincide com a diminuição do MDP_{mean} e a normalização de padrões como o padrão sagital do tornozelo, o controle pélvico-quadril e a progressão do pé. Evidências mostram que o recondicionamento do movimento pode reduzir a dor e alterar a cinemática dos membros inferiores na dor femoropatelar [46, 47, 48], sugerindo que algumas características são modificáveis. Estudos futuros devem testar abordagens direcionadas ao fenótipo (por exemplo, controle proximal para dor moderada; estratégias combinadas para dor severa) e avaliar se o MDP_{mean} acompanha efetivamente a evolução clínica.

Conclusão :

Mulheres com dor femoropatelar (DFP) apresentam uma clara relação dose-resposta entre a intensidade da dor e o desvio geral da marcha. O MDP_{mean} aumenta progressivamente de dor leve a moderada e a severa, e está fortemente associada aos escores da Escala Visual Analógica (EVA), indicando que a gravidade dos sintomas reflete efetivamente diferenças significativas nos padrões de marcha. A análise da forma de onda do SnPM revela ainda que essas variações podem ser devidas a adaptações coordenadas e específicas de cada plano, principalmente o controle da pelve/quadril no plano frontal, a mecânica do joelho e tornozelo no plano sagital e a progressão do pé no plano transversal, com rotação externa progressiva do pé à medida que a dor aumenta. Em conjunto, esses resultados apoiam o uso da fenotipagem da gravidade da dor em mulheres com DFP e sugerem que a integração de um índice de marcha derivado de um mapa neural auto-organizável (SOM) com a análise da forma de onda pode auxiliar na classificação de pacientes e orientar estratégias de reabilitação mais personalizadas e eficazes.

Referências:

1. Smith, B. E. et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE*, v. 13, n. 1, e0190892, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0190892>.

2. Willy RW, et al. Patellofemoral pain: Clinical Practice Guidelines linked to the International Classification of Functioning, Disability, and Health from the Orthopaedic Section of the American Physical Therapy Association. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2019;49(9):CPG1–CPG95. doi:10.2519/jospt.2019.0302.
3. Thomas MJ, Wood L, Selfe J, Peat G. Anterior knee pain in younger adults as a precursor to subsequent patellofemoral osteoarthritis: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010 Sep 9;11:201. doi: 10.1186/1471-2474-11-201. PMID: 20828401; PMCID: PMC2944218.
4. Crossley, K. M. et al. 2016 patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *British Journal of Sports Medicine*, v. 50, p. 839–843, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096384>.
5. Tan SS, van Linschoten RL, van Middelkoop M, Koes BW, Bierma-Zeinstra SM, Koopmanschap MA. Cost-utility of exercise therapy in adolescents and young adults suffering from the patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*. 2010 Aug;20(4):568-79. doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.00980.x. Epub 2009 Aug 23. PMID: 19706002.
6. Davis IS, Powers CM. Patellofemoral pain syndrome: proximal, distal, and local factors—an international retreat. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 40, p. A1–A48, 2010. DOI: <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.0302>.
7. Dye SF. The pathophysiology of patellofemoral pain: a tissue homeostasis perspective. *Clin Orthop Relat Res*. 2005 Jul;(436):100-10. doi: 10.1097/01.blo.0000172303.74414.7d. PMID: 15995427.
8. 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. doi: 10.1016/j.ptsp.2018.04.008. Epub 2018 Apr 12. PMID: 29793832.
9. 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. doi: 10.1136/bjsports-2021-104686. Epub 2022 Feb 3. PMID: 35115309.
10. Petersen W, Ellermann A, Gösele-Koppenburg A, Best R, Rembitzki IV, Brüggemann GP, Liebau C. Patellofemoral pain syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014 Oct;22(10):2264-74. doi: 10.1007/s00167-013-2759-6. Epub 2013 Nov 13. PMID: 24221245; PMCID: PMC4169618.
11. Powers CM, Bolgla LA, Callaghan MJ, Collins N, Sheehan FT. Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012 Jun;42(6):A1-54. doi: 10.2519/jospt.2012.0301. Epub 2012 Jun 1. PMID: 22660660; PMCID: PMC9909566.

12. Lack S, Neal B, de Oliveira Silva D, Barton C. How to manage patellofemoral pain – Understanding the multifactorial nature and treatment options. *Physical Therapy in Sport*. 2018;32:155–166. doi:10.1016/j.ptsp.2018.04.010.
13. Bazett-Jones DM, et al. Clinical biomechanics and alignment characteristics associated with patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*. 2023;53(2):519–547. doi:10.1007/s40279-022-01781-1.
14. Alsaleh SA, Murphy NA, Miller SC, Morrissey D, Lack SD. Local neuromuscular characteristics associated with patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *Clin Biomech (Bristol)*. 2021 Dec;90:105509. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2021.105509. Epub 2021 Oct 6. Erratum in: *Clin Biomech (Bristol)*. 2022 Aug;98:105718. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2022.105718. PMID: 34678670.
15. 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. doi: 10.3390/healthcare11010099. PMID: 36611559; PMCID: PMC9818693.
16. Ferreira CL, Barroso FO, Torricelli D, et al. Muscle synergies analysis shows altered neural strategies in women with patellofemoral pain during walking. *PLOS ONE*. 2023;18(10):e0292464.
17. Nakagawa et al. Hip and Knee Kinematics are Associated with Pain and Self-reported Functional Status in Males and Females with Patellofemoral Pain. *Int J Sports Med*. 2013;34(11):997–1002. doi:10.1055/s-0033-1334966.
18. Noehren et al. Somatosensory and Biomechanical Abnormalities in Females With Patellofemoral Pain. *Clin J Pain*. 2016;32(10):915–919. doi:10.1097/AJP.0000000000000331.
19. Yalfani A, Ahadi F, Ahmadi M, Asgarpoor A. Relationship between exacerbating patellofemoral pain and dynamic knee valgus in females with patellofemoral pain after a patellofemoral joint loading protocol: A cross-sectional. *Phys Ther Sport*. 2024 May;67:13-18. doi: 10.1016/j.ptsp.2024.02.003. Epub 2024 Feb 19. PMID: 38428188.
20. Baldon Rde M, Serrão FV, Scattone Silva R, Piva SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2014 Apr;44(4):240-251, A1-A8. doi: 10.2519/jospt.2014.4940. Epub 2014 Feb 25. PMID: 24568258.
21. Roper JL, Harding EM, Doerfler D, Dexter JG, Kravitz L, Dufek JS, Mermier CM. The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial. *Clin Biomech (Bristol)*. 2016 Jun;35:14-22. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.03.010. Epub 2016 Apr 7. PMID: 27111879.
22. Borges LD, Barton GJ, Garbelotti Junior SA, Politti F, Ferreira CL, Lucareli PRG. Task-specific differentiation of patellofemoral pain in women using a neural network analysis of joint angle subsets. *Gait Posture*. 2025 Sep;121:225-232. doi: 10.1016/j.gaitpost.2025.05.006. Epub 2025 May 24. PMID: 40483813.

23. Navarro GJ, de Albuquerque TAB, Fidelis-de-Paula-Gomes CA, Ferreira CL, Correa JCF, Barton GJ, Lucareli PRG. Patellofemoral pain is associated with complex gait deviations captured by an artificial intelligence-derived gait index. *Clin Biomech (Bristol)*. 2025 Dec 11;132:106735. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2025.106735. Epub ahead of print. PMID: 41391188.
24. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990 May;8(3):383-92. doi: 10.1002/jor.1100080310. PMID: 2324857.
25. Kainz H, Graham D, Edwards J, Walsh HPJ, Maine S, Boyd RN, Lloyd DG, Modenese L, Carty CP. Reliability of four models for clinical gait analysis. *Gait Posture*. 2017 May;54:325-331. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.04.001. Epub 2017 Apr 3. PMID: 28411552.
26. 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*. 2022;53:519–47. doi:10.1007/s40279-022-01781-1.
27. Zeni JA Jr, 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. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.07.007. Epub 2007 Aug 27. PMID: 17723303; PMCID: PMC2384115.
28. Kohonen T. The self-organizing map. *Proc IEEE*. 1990;78:1464–80. doi:10.1109/5.58325.
29. 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.
30. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait & Posture*. 2009;30(4):405–416. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.07.109.
31. Hodges PW, Tucker K. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*. 2011;152(3 Suppl):S90–S98. doi:10.1016/j.pain.2010.10.020.
32. de Oliveira Silva D, Barton CJ, Briani RV, Taborda B, Ferreira AS, Pazzinatto MF, et al. Kinesiophobia, but not strength is associated with altered movement in women with patellofemoral pain. *Gait & Posture*. 2019;68:1–5. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.10.033.
33. Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait & Posture*. 2011;33(2):286–291. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.11.022.
34. Arazpour M, et al. The effect of patellofemoral pain syndrome on gait parameters. *Archives of Bone and Joint Surgery*. 2016;4(4):298–306.
35. Barton CJ, Bonanno D, Levinger P, Menz HB. Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2010;40(5):286–296. doi:10.2519/jospt.2010.3227.

36. Lima YL, Ferreira VMLM, de Paula Lima PO, Bezerra MA, de Oliveira RR, Almeida GPL. The association of ankle dorsiflexion and dynamic knee valgus: a systematic review and meta-analysis. *Physical Therapy in Sport*. 2018;29:61–69. doi:10.1016/j.ptsp.2017.07.003.
37. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2003;33(11):671–676. doi:10.2519/jospt.2003.33.11.671.
38. Lack S, Barton C, Sohan O, Crossley K, Morrissey D. Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*. 2015;49(21):1365–1376. doi:10.1136/bjsports-2015-094723.
39. Cibulka MT, Winters K, Kampwerth T, McAfee B, Payne L, Roegenhaus T, Ross SA. Predicting foot progression angle during gait using two clinical measures in healthy adults, a preliminary study. *Int J Sports Phys Ther*. 2016;11(3):400–408. PMID: PMC4886808.
40. Lee TQ, Morris G, Csintalan RP. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33(11):686–693. doi:10.2519/jospt.2003.33.11.686.
41. Snow M. Tibial torsion and patellofemoral pain and instability in the adult population: current concept review. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2021;14(1):67–75. doi:10.1007/s12178-020-09688-y. PMID: PMC7930175.
42. Guggenberger B, Kraus T, Sperl M, Svehlik M, Kainz H. Impact of femoral and tibial torsion on patellofemoral loading in individuals with patellofemoral instability. *J Orthop Res*. 2025;43(5):973–983. doi:10.1002/jor.26122.
43. Kristiansen LP, Gunderson RB, Steen H, Reikerås O. The normal development of tibial torsion. *Skeletal Radiol*. 2001;30(9):519–522. doi:10.1007/s002560100388.
44. Sabashi K, Chiba T, Yamanaka M, Tohyama H. Effect of toe-out gait modification on patellofemoral joint loading. *Gait & Posture*. 2023;104:135–139. doi:10.1016/j.gaitpost.2023.06.019.
45. Barton CJ, Lack S, Hemmings S, Tufail S, Morrissey D. The ‘Best Practice Guide to Conservative Management of Patellofemoral Pain’: incorporating level 1 evidence with expert clinical reasoning. *British Journal of Sports Medicine*. 2015;49(14):923–934. doi:10.1136/bjsports-2014-093637.
46. Noehren B, Scholz J, Davis I. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *British Journal of Sports Medicine*. 2011;45(9):691–696. doi:10.1136/bjism.2009.069112.
47. Willy RW, Scholz JP, Davis IS. Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(10):1045–1051. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.07.011.
48. Davis IS, Powers CM. Gait retraining as an intervention for patellofemoral pain. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*. 2020;13:103–114. doi:10.1007/s12178-020-09608-1.

7. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados deste estudo contribuíram para ampliar a compreensão das alterações do movimento durante a marcha em mulheres com dor femoropatelar, classificadas em diferentes níveis de intensidade da dor. De modo geral, observou-se que maiores níveis de dor estiveram associados a maiores desvios no padrão de movimento durante a marcha, evidenciados pelo aumento do *Movement Deviation Profile*.

Além disso, a análise das curvas cinemáticas ao longo de todo o ciclo da marcha permitiu identificar padrões específicos de alteração do movimento associados aos diferentes níveis de dor. A utilização de abordagens que consideram a natureza contínua dos dados biomecânicos possibilita uma análise mais abrangente do comportamento do movimento, contribuindo para uma compreensão mais detalhada das diferenças entre grupos.

Até onde é de nosso conhecimento, este estudo está entre os primeiros a investigar a relação entre a intensidade da dor e alterações da marcha em mulheres com dor femoropatelar utilizando simultaneamente um índice global de desvio do movimento, como o MDP, e análises baseadas em curvas completas do ciclo da marcha. Esses achados reforçam a hipótese de que a intensidade da dor possa estar associada à magnitude das alterações biomecânicas observadas durante a marcha.

Entretanto, considerando o delineamento transversal deste estudo, não é possível estabelecer relações de causalidade entre a intensidade da dor e as alterações do movimento. Dessa forma, não se pode afirmar se as alterações biomecânicas identificadas representam fatores potencialmente relacionados ao desenvolvimento da dor ou se constituem adaptações ao quadro doloroso.

Além disso, a presente investigação concentrou-se exclusivamente na análise cinemática da marcha. Estudos futuros que integrem análises cinéticas, ativação muscular e outros fatores neuromusculares e biopsicossociais poderão contribuir para uma compreensão mais abrangente dos mecanismos associados à dor femoropatelar.

Em conjunto, os resultados deste estudo sugerem que a intensidade da dor deve ser considerada um fator relevante na interpretação das alterações biomecânicas da marcha em indivíduos com dor femoropatelar, podendo contribuir para uma avaliação clínica mais precisa e para o desenvolvimento de estratégias de reabilitação mais direcionadas.

Este estudo contribui para o avanço do conhecimento sobre a relação entre a dor e a biomecânica da marcha na dor femoropatelar, destacando a relevância de considerar a intensidade da dor na interpretação dos padrões de movimento.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Davis IS, Powers CM. Patellofemoral pain syndrome: proximal, distal, and local factors, an international retreat, April 30-May 2, 2009, Fells Point, Baltimore,

- MD. J Orthop Sports Phys Ther. 2010 Mar;40(3):A1-16. doi: 10.2519/jospt.2010.0302. PMID: 20195028.
2. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, McConnell J, Vicenzino B, Bazett-Jones DM, Esculier JF, Morrissey D, Callaghan MJ. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. Br J Sports Med. 2016 Jul;50(14):839-43. doi: 10.1136/bjsports-2016-096384. Epub 2016 Jun 24. PMID: 27343241; PMCID: PMC4975817.
3. Willy RW, Hoglund LT, Barton CJ, Bolgla LA, Scalzitti DA, Logerstedt DS, Lynch AD, Snyder-Mackler L, McDonough CM. Patellofemoral Pain. J Orthop Sports Phys Ther. 2019 Sep;49(9):CPG1-CPG95. doi: 10.2519/jospt.2019.0302. PMID: 31475628.
4. 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 11;13(1):e0190892. doi: 10.1371/journal.pone.0190892. PMID: 29324820; PMCID: PMC5764329.
5. Lopes Ferreira C, 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. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109981. Epub 2020 Aug 4. PMID: 32871488.
6. Novello AA, Garbelotti S Jr, Rabelo NDDA, Ferraz AN, Bley AS, Correa JCF, Politti F, Lucareli PRG. Descending stairs: Good or bad task to discriminate women with patellofemoral pain? Gait Posture. 2018 Sep;65:26-32. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.170. Epub 2018 Jun 28. PMID: 30558942.
7. Tan SS, van Linschoten RL, van Middelkoop M, Koes BW, Bierma-Zeinstra SM, Koopmanschap MA. Cost-utility of exercise therapy in adolescents and young adults suffering from the patellofemoral pain syndrome. Scand J Med Sci Sports. 2010 Aug;20(4):568-79. doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.00980.x. Epub 2009 Aug 23. PMID: 19706002.

8. Powers CM, Lilley JC, Lee TQ. The effects of axial and multi-plane loading of the extensor mechanism on the patellofemoral joint. *Clin Biomech (Bristol)*. 1998 Dec;13(8):616-624. doi: 10.1016/s0268-0033(98)00013-8. PMID: 11415841.
9. Thomas MJ, Wood L, Selfe J, Peat G. Anterior knee pain in younger adults as a precursor to subsequent patellofemoral osteoarthritis: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010 Sep 9;11:201. doi: 10.1186/1471-2474-11-201. PMID: 20828401; PMCID: PMC2944218.
10. Rabelo ND, Lucareli PR. 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. doi: 10.1016/j.bjpt.2017.10.002. Epub 2017 Nov 8. PMID: 29157738; PMCID: PMC5883958.
11. Doménech J, Sanchis-Alfonso V, Espejo B. Changes in catastrophizing and kinesiophobia are predictive of changes in disability and pain after treatment in patients with anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014 Oct;22(10):2295-300. doi: 10.1007/s00167-014-2968-7. Epub 2014 Apr 2. PMID: 24691626.
12. Phyo Maung PP, Dubowitz J, Cicuttini FM, Fernando S, Wluka AE, Raaijmakers P, Wang Y, Urquhart DM. Are depression, anxiety and poor mental health risk factors for knee pain? A systematic review. *BMC Musculoskelet Disord*. 2014 Jan 9;15:10. doi: 10.1186/1471-2474-15-10. PMID: 24405725; PMCID: PMC3907141.
13. Piva SR, Fitzgerald GK, Wisniewski S, Delitto A. Predictors of pain and function outcome after rehabilitation in patients with patellofemoral pain syndrome. *J Rehabil Med*. 2009 Jul;41(8):604-12. doi: 10.2340/16501977-0372. PMID: 19565153.
14. Petersen W, Ellermann A, Gösele-Koppenburg A, Best R, Rembitzki IV, Brüggemann GP, Liebau C. Patellofemoral pain syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014 Oct;22(10):2264-74. doi: 10.1007/s00167-013-2759-6. Epub 2013 Nov 13. PMID: 24221245; PMCID: PMC4169618.
15. 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. doi: 10.1007/s40279-022-01781-1. Epub 2022 Nov 5. PMID: 36334239.

16. 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. doi: 10.1016/j.humov.2010.06.003. Epub 2010 Aug 21. PMID: 20728953.
17. Júlio CE, Antonialli FC, Nascimento TMD, Sá KA, Barton GJ, Lucareli PRG. The Movement Deviation Profile Can Differentiate Faller and Non-Faller Older Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2023 Aug 27;78(9):1651-1658. doi: 10.1093/gerona/glad141. PMID: 37279546.
18. De Albuquerque, T. A. B. et al. Movement Deviation Profile and pain intensity: insights from three-dimensional gait analysis in women with patellofemoral pain. *Gait & Posture*, v. 113, suppl. 1, p. 138–139, 2024. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.07.154>.
19. Noehren B, Hamill J, Davis I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2013 Jun;45(6):1120-4. doi: 10.1249/MSS.0b013e31828249d2. PMID: 23274607.
20. Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med.* 2004 Oct;38(5):576-80. doi: 10.1136/bjsm.2003.005488. PMID: 15388542; PMCID: PMC1724945.
21. Navarro GJ, de Albuquerque TAB, Fidelis-de-Paula-Gomes CA, Ferreira CL, Correa JCF, Barton GJ, Lucareli PRG. Patellofemoral pain is associated with complex gait deviations captured by an artificial intelligence-derived gait index. *Clin Biomech (Bristol).* 2025 Dec 11;132:106735. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2025.106735. Epub ahead of print. PMID: 41391188.
22. Crossley KM, Bennell KL, Cowan SM, Green S. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil.* 2004 May;85(5):815-22. doi: 10.1016/s0003-9993(03)00613-0. PMID: 15129407.
23. Thomeé R, Augustsson J, Karlsson J. Patellofemoral pain syndrome: a review of current issues. *Sports Med.* 1999 Oct;28(4):245-62. doi: 10.2165/00007256-199928040-00003. PMID: 10565551.
24. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990 May;8(3):383-92. doi: 10.1002/jor.1100080310. PMID: 2324857.

25. Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Croce UD. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech (Bristol)*. 1996 Mar;11(2):90-100. doi: 10.1016/0268-0033(95)00046-1. PMID: 11415604.
26. Zeni JA Jr, 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. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.07.007. Epub 2007 Aug 27. PMID: 17723303; PMCID: PMC2384115.
27. Thomas J, Hall JB, Bliss R, Guess TM. Comparison of Azure Kinect and optical retroreflective motion capture for kinematic and spatiotemporal evaluation of the sit-to-stand test. *Gait Posture*. 2022 May;94:153-159. doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.03.011. Epub 2022 Mar 21. PMID: 35334335.
28. Callan DE, Kent RD, Roy N, Tasko SM. Self-organizing map for the classification of normal and disordered female voices. *J Speech Lang Hear Res*. 1999 Apr;42(2):355-66. doi: 10.1044/jslhr.4202.355. PMID: 10229452.
29. van Diest M, Stegenga J, Wörtche HJ, Roerdink JB, Verkerke GJ, Lamoth CJ. Quantifying Postural Control during Exergaming Using Multivariate Whole-Body Movement Data: A Self-Organizing Maps Approach. *PLoS One*. 2015 Jul 31;10(7):e0134350. doi: 10.1371/journal.pone.0134350. PMID: 26230655; PMCID: PMC4521917.

ANEXOS:

ANEXO A: ESCALA VISUAL ANALÓGICA (EVA):

