

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

ALESANDRA CABREIRA DIAS

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE MULHERES COM DOR
FEMOROPATELAR**

**SÃO PAULO, SP
2018**

ALESANDRA CABREIRA DIAS

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE MULHERES COM DOR
FEMOROPATELAR**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho para obtenção do título de Doutora em Ciências da Reabilitação

Aluna: Alesandra Cabreira Dias

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia
Lucareli

SÃO PAULO- SP

2018

Dias, Alesandra Cabreira.

Análise cinemática da marcha de mulheres com dor femoropatelar. /
Alesandra Cabreira Dias.2018.

71 f.

Tese (Doutorado) – Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São
Paulo, 2018.

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

1. Dor femoropatelar. 2. Biomecânica. 3. Marcha.

I. Lucareli, Paulo Roberto Garcia. II. Título

CDU 615.8

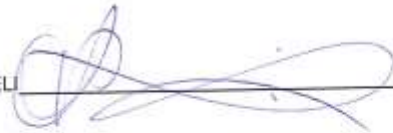
São Paulo, 05 de março de 2018.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno(a): Alessandra Cabreira Dias

Título da Tese: "Análise Cinemática da Marcha de Mulheres com Dor Femoropatelar".

Presidente: PROF. DR. PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELI



Membro: PROF. DR. FABIANO POLITTI



Membro: PROFA. DRA. DANIELA APARECIDA BIASOTTO GONZALEZ



Membro: PROF. DR. SILVIO ANTONIO GARBELOTTI JUNIOR



DEDICATÓRIA

À Deus, por ter colocado pessoas tão especiais na minha vida, sem as quais certamente não teria dado conta desta empreitada.

Aos meus Pais Januário (*in memorian*) e Zulema, que me ensinaram os primeiros passos, me ajudaram a traçar uma personalidade e me ensinaram a crescer cada dia.

Aos meus irmãos Alex Sandro e Aluisio, pelo apoio, força e incentivo.

Aos meus avós paternos Januário e Regina (*in memorian*) e avós maternos José Luiz e Elvarina (*in memorian*).

Aos meus tios e tias, que acreditaram nesta conquista.

Aos meus primos e primas, por compartilharem comigo seu carinho.

A todos aqueles que, de alguma forma, estiveram e estão próximos de mim.

AGRADECIMENTOS

“Flor das águas da onde vem para onde vai... vou fazer minha limpeza no coração está meu pai...”.

Primeiramente agradeço ao Pai, pois no coração ele está grande mestre celestial, pela força, luz e sabedoria para ir à luta, sempre me fazendo acreditar que tudo é possível e nunca me deixando desistir dos objetivos traçados.

Aos meus pais, Januário Paulo (*in memoriam*) e Zulema, que sempre acreditaram nos meus sonhos e contribuíram, mesmo que distantes, nessa minha caminhada, por adormecer alguns dos seus sonhos para que eu pudesse alcançar os meus. Meu eterno Pai, obrigada por guiar meu caminho, você é uma estrela que brilha no céu.

Ao doutor e professor Paulo Roberto Garcia Lucareli, por me fazer acreditar que poderia trilhar um novo caminho, amenizando o sentimento que tive quando entrei no programa, ao qual iniciei meus agradecimentos, sendo esse “*Flor das águas da onde vem para onde vai...*” pela força, ele me recebeu e ensinou com paciência, compreensão, reflexões como uma luz no caminho, e quando me refiro ... *vou fazer minha limpeza no coração está meu pai...*” senti ele como meu pai, pois o meu pai se chamava Paulo, quando menciono no coração está meu pai. Então muitas vezes a flor das águas a qual apresento aqui, fica a deriva e o pai nos dá a mão e guia, mostrando com sabedoria que estamos aqui de passagem, por isso da onde você vem para onde você vai. A você Professor: toda admiração e gratidão podem dizer com toda certeza, na qual sem sua contribuição, que seria impossível.

Aos meus irmãos Alex e Aluísio, pelo carinho e incentivo em minha vida.

A UEPA e a ULBRA pelo apoio dado e que me permitiu a minha qualificação.

Aos meus alunos da UEPA e da ULBRA por compreenderem as minhas ausências, necessária durante a realização desse trabalho.

Aos meus amigos e amigas, professores colegas de trabalho, por todo o carinho, força e entendimento nesses momentos difíceis, por fazerem parte da minha formação profissional e pessoal.

Aos professores do Doutorado em Ciências da Reabilitação, obrigado pelas vossas contribuições.

Aos colegas de doutorado, em especial ao Gileno por sua determinação e incentivo.

À Professora Doutora Edna Galvão, minha colega de trabalho e amiga, pelas conversas, pelo apoio, carinho e amizade.

Aos professores Doutores Rodrigo Ferreira e Luiz Fernando Gouvea, pelas contribuições dadas durante o percurso.

À Banca examinadora que teve uma participação crucial na Qualificação do projeto deste estudo, assim como na Defesa da presente tese: ao Professor Fabiano Politti e a Professora Daniela Biasotto. Agradeço sinceramente as sugestões, bem como a disponibilidade em participar desse processo, abdicando do seu precioso tempo na leitura deste texto.

A todos aqueles que me apoiaram de forma direta ou indireta e torceram pela minha vitória nessa etapa que ora finalizo Gratidão a todos.

RESUMO

A dor femoropatelar (DFP) é uma das disfunções mais frequentes no joelho, durante atividade funcionais como agachar, subir e descer escadas entre outras, chegando a caracterizar 25% de todas lesões do joelho. De etiologia multifatorial, estão associados à distúrbios biomecânicos caracterizados por déficit de controle motor do tronco e membros inferiores durante atividades na vida diária. Sendo assim os objetivos deste trabalho são: 1 – Comparar a cinemática do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé em mulheres com dor femoropatelar e mulheres saudáveis durante a marcha; 2 - Comparar a amplitude de movimento de flexão, inclinação e rotação do tronco, anteversão, obliquidade e rotação da pelve, flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/externa do quadril, flexão/extensão e valgo/varo do joelho, dorsiflexão/flexão plantar e eversão/inversão do retopé durante o contato inicial, resposta a carga, e fase de apoio entre mulheres com dor femoropatelar e mulheres saudáveis durante a marcha; 3 - Comparar o tempo do ciclo de marcha, cadência, velocidade, tempo de apoio simples, duplo apoio e comprimento do passo entre mulheres com dor femoropatelar e mulheres saudáveis durante a marcha. Foram avaliadas 270 mulheres, 129 no grupo controle (GC) e 141 no grupo dor femoropatelar (DFP), todas fisicamente ativas, com idade entre 18 e 35 anos. Comparado com o grupo assintomático o tempo do ciclo e a porcentagem de apoio simples, foram maior no grupo de DFP, enquanto o comprimento do passo e a velocidade foram menores quando comparado ao grupo saudável. No contato inicial o grupo controle apresentou rotação externa do quadril e flexão plantar do tornozelo, e o DFP rotação interna do quadril e dorsiflexão do tornozelo. Na resposta a carga maior rotação interna do quadril, maior dorsiflexão do tornozelo, eversão do retopé e maior ângulo de progressão em rotação externa do pé do DFP, comparado ao GC. A magnitude do valor máximo foi maior para dorsiflexão do tornozelo e para o ângulo de progressão em rotação externa do pé do DFP. Houve maior flexão do tronco, menor rotação interna do quadril e dorsiflexão do tornozelo no DFP para magnitude de valor mínimo. A amplitude de movimento na fase de apoio foi maior para rotação interna do quadril no grupo.

Palavras – chave: Dor Femoropatelar, Biomecânica, Marcha.

ABSTRACT

Patellofemoral pain (DFP) is one of the most frequent dysfunctions in the knee, during functional activities such as crouching, climbing and descending stairs among others, reaching 25% of all knee injuries. Multifactorial etiology is associated with biomechanical disorders characterized by deficits in motor control of the trunk and lower limbs during activities in daily life. Thus, the objectives of this work are: 1 - To compare the kinematics of the trunk, pelvis, hip, knee, ankle and foot in women with patellofemoral pain and healthy women during gait; 2 - Compare the range of motion of trunk flexion, inclination and rotation, anteversion, pelvic obliquity and rotation, flexion / extension, abduction / adduction and internal / external rotation of the hip, flexion / extension and valgus / varus of the knee, dorsiflexion / plantar flexion and eversion / reversal of the hindfoot during initial contact, load response, and support phase between females with patellofemoral pain and healthy women during gait; 3 - Compare gait cycle time, cadence, velocity, simple support time, double support and step length between women with patellofemoral pain and healthy women during gait. A total of 270 women were evaluated, 129 in the control group (CG) and 141 in the patellofemoral pain group (PFD), all of them physically active, aged between 18 and 35 years. Compared with the asymptomatic group the cycle time and the percentage of simple support were higher in the PFD group, while the pitch length and velocity were smaller when compared to the healthy group. In the initial contact the control group presented external rotation of the hip and plantar flexion of the ankle, and the DFP internal rotation of the hip and ankle dorsiflexion. In the response the load increased internal hip rotation, greater ankle dorsiflexion, rearfoot eversion and greater angle of progression in external rotation of the DFP foot, compared to GC. The magnitude of the maximum value was greater for ankle dorsiflexion and for the angle of progression in external rotation of the DFP foot. There was more flexion of the trunk, less internal rotation of the hip and dorsiflexion of the ankle in the DFP for magnitude of minimum value. The range of motion in the support phase was greater for internal rotation of the hip in the group.

Keywords: Femoropatellar pain, Biomechanics, Marc

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	171
LISTA DE FIGURAS	182
LISTA DE ABREVIATURAS.....	193
1 CONTEXTUALIZAÇÃO	155
1.1 JUSTIFICATIVA	233
2 OBJETIVOS	234
2.1 OBJETIVO GERAL	244
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	244
3 HIPÓTESE	245
4 MATERIAIS E MÉTODOS	25
4.1 TIPO DE ESTUDO	26
4.2 LOCAL DO ESTUDO	266
4.3 COMITÊ DE ÉTICA.....	266
4.4.1 Critérios de Inclusão do grupo femoropatelar.	266
4.4.2 Critérios de inclusão do grupo controle	27
4.4.3 Critérios de exclusão para ambos os grupos	277
4.4.4 Participantes	277
4.5 PROCEDIMENTOS	277
4.5.1 Dados antropométricos:	277
4.5.2 Cinemática tridimensional:	277
4.5.3 Análise cinemática:	29
4.5.4 Calibração do Equipamento:	300
4.5.5 Preparação dos pacientes:	300
4.5.6 Colocação dos marcadores:	300
4.5.7 Processamento dos dados da cinemática:	311
4.5.8 análise estatística.....	355
5 RESULTADOS	377
5.1. Introdução	388
5.2. Métodos	39
5.2.1 Participantes	39
5.2.2 Procedimento	400
5.2.3 Análise Cinemática	411
5.2.4 Processamento dos Dados	411

5.2.5 Análise Estatística	422
5.3. Resultados.....	422
5.4. Discussão	488
5.5. Referências.....	511
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	566
REFERÊNCIAS.....	577
ANEXOS	622

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Estudos que investigam os efeitos da síndrome da dor patelar em parâmetros de marcha.	188
Tabela 2 - Dados demográficos	433
Tabela 3 - Valor dos parâmetros lineares durante o ciclo de marcha em mulheres com dor femoropatelar e saudáveis.	433
Tabela 4 - Variáveis cinemáticas no contato inicial da marcha de mulheres com DFP e saudáveis.	444
Tabela 5 - Variáveis cinemáticas durante a resposta a carga em mulheres com DFP e saudáveis durante a marcha.	455
Tabela 6 - Comparação entre grupos para as medidas de magnitude do valor máximo durante o apoio da marcha.	Erro! Indicador não definido.
Tabela 7 - Comparação entre grupos para as medidas de magnitude do valor mínimo durante a fase de apoio da marcha.	47
Tabela 8 - Comparação entre grupos para as medidas de magnitude de amplitude de movimento durante a fase de apoio da marcha.	48

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Sequência da coleta de dados..	298
Figura 2 - Apontador.....	29
Figura 3 - Identificação e localização dos marcadores utilizados na coleta. .	311
Figura 4 - Representação do sistema de coordenadas para pelve, coxa, perna e vetor do pé..	322
Figura 5 - Representação dos cálculos para localização dos centros articulares.	333
Figura 6 - Marcação do ciclo de marcha usando como referência a posição dos marcadores..	344

LISTA DE ABREVIATURAS

- 3D:** Tridimensional
- AJC:** Centro articular do tornozelo
- AM** Análise da Marcha
- AUX:** *Auxiliar*
- DFP** Dor Femoropatelar
- EVA** Escala Visual Analógica
- FV:** Vetor longitudinal do pé
- FV:** Vetor que representa o pé
- GDI:** *Gait Deviation Index*
- GPS:** *Gait Profile Score*
- GVS:** *Gait Variable Score*
- HJC:** Centro articular do quadril
- ISB:** *International Society of Biomechanics*
- KBM** Kondylen Bettung Münster
- KJC:** Centro articular do joelho
- LANK:** *Left Ankle*
- LHEE:** *Left Heel*
- LKNE:** *Left Knee*
- LPSI:** *Left posterior spine iliac*
- LTHI:** *Left Thigh*
- LTHI1:** *Left Thigh 1*
- LTHI2:** *Left Thigh 2*
- LTIB:** *Left Tibia*
- LTOE:** *Left Toe*
- LTOE2:** *Left Toe 2*
- MAP:** *Movement Analysis Profile*
- OP:** Origem da pelve
- PCS:** Sistema local de coordenadas da pelve
- Pt 1:** ponto 1
- Pt 2:** ponto 2
- RANK:** *Right Ankle*

RHEE: *Right Heel*

RKNE: *Right Knee*

RPSI: Right posterior spine iliac

RTHI: *Right Thigh*

RTHI1: *Right Thigh 1*

RTHI2: *Right Thigh 2*

RTIB: *Right Tibia*

RTOE: *Right Toe*

RTOE2: *Right Toe 2*

SPSS *Statistical Package for Social Science*

TBCS: Sistema local de coordenadas da perna

TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

THCS: Sistema local de coordenadas da coxa

1 CONTEXTUALIZAÇÃO

A dor femoropatelar (DFP) é uma das disfunções mais frequentes que ocorrem no joelho, sendo caracterizada por dor difusa na região anterior do joelho e/ou retropatelar em decorrência de alterações estruturais e biomecânicas da articulação femoropatelar^{1,2,3}. A DFP representa uma das desordens mais comuns no joelho, durante atividades funcionais como agachar, subir e descer escadas entre outras, chegando a caracterizar 25% de todas as lesões de joelho, sendo mais comum entre mulheres ativas com faixa etária compreendida de 18 a 40 anos^{4,5,6,7,8,9}.

Os fatores etiológicos são multifatoriais, associados à distúrbios biomecânicos caracterizados por déficit de controle motor do tronco e membros inferiores durante atividades na vida diária^{10,11,12}. Esses fatores podem ser classificados como locais, distais e proximais. Os localizados ao redor da articulação do joelho, como o déficit de ativação do músculo vasto medial em relação ao vasto lateral^{13, 14}, tensão no retináculo lateral da patela, isquiotibiais, trato iliotibial e gastrocnêmicos, são considerados locais¹⁵. Já os distais estão relacionados ao pé e tornozelo, como a pronação excessiva da articulação subtalar^{4,6,7}; e os proximais referem-se ao déficit de força dos músculos que compõem o complexo pósterolateral do quadril; adutores, extensores e rotadores externos^{6,7,16}.

Os fatores proximais, tem-se tornado significativo no entendimento da DFP, estando diretamente relacionado à dor anterior no joelho por desencadarem uma desordem biomecânica no membro inferior oriunda da insuficiência dos músculos adutores, extensores e rotadores laterais, em atividades com descarga de peso, que podem desencadear uma série de respostas em sobrecarga nas articulações do membro inferior recebendo o nome de valgo dinâmico do joelho^{3,8,17}. Entretanto, as alterações cinemáticas no quadril e joelho sugerem que as alterações possam ser de origem proximal, mas tem se levantado a hipótese que essas alterações também podem sofrer influências do segmento mais distal, o pé¹². Barton et al.^{18,19}, demonstra haver excessiva pronação do pé, aumento da rotação interna da tíbia e do fêmur, que produz conseqüentemente maior valgo do joelho.

Devido a marcha humana ser um processo pelo qual o homem utiliza para se movimentar de um local para o outro, a análise de marcha é o principal alicerce para compreensão e o tratamento de doenças que abrangem o aparelho locomotor, e nos fornece dados que colaboram para entender o mecanismo fisiopatológico inicial, direcionamento do tratamento, prescrição e adequações de órteses, próteses e auxiliares de marcha^{6,19,20,21}.

Apesar da dor femoropatelar ser reconhecida como um dos distúrbios mais comuns dos membros inferiores, os estudos existentes relacionados a locomoção humana são escassos e apresentam reduzido número de pacientes, mostrando que a literatura não é consensual a respeito deste tópico.

Alguns autores, indicam que há maior amplitude de movimento de adução e rotação medial do quadril^{22,23} quando outros apontam o contrário, uma maior amplitude de adução e rotação medial do quadril^{7,24,25,26,27,28}, durante a corrida e outros não encontraram diferenças entre sujeitos com DFP e sujeitos saudáveis para estas variáveis^{25,27}.

Revisão sistemática apresentada por Barton et al¹⁸ descreve a clara necessidade de avaliação prospectiva das características da cinemática da marcha em pacientes com DFP para distinguir principalmente o que é causa e o que é efeito. Ainda sugerem que quando possível, os futuros estudos de casos e controles com pacientes com DFP devem considerar avaliar a cinemática do joelho, quadril, tornozelo e pé simultaneamente com números de participantes maiores. Foi também recomendado comparações entre homens e mulheres quando possível, e considerar as características espaço-temporal da marcha durante o desenho metodológico e análise de dados.

As características gerais da marcha de sujeitos com DFP foram descritas por Paoloni, et al²⁹, como sendo semelhantes em pacientes com DFP e controles, apesar de encontrarem menor velocidade durante a fase de balanço, maior momento externo abductor e de rotação externa de joelho durante a resposta à carga e menor momento extensor do joelho à resposta de carga e apoio terminal.

Barton et al.¹⁹ consideraram que o prematuro pico de eversão do retropé em relação ao laboratório pode ser um fator relacionado ao desenvolvimento patomecânico da DFP durante a marcha, ainda demonstraram que pacientes com DFP caminham com menor pico de rotação interna do quadril e menor

velocidade, que pode indicar uma estratégia de compensação para reduzir as forças compressivas na articulação femoropatelar. Recente revisão da literatura concluiu que pacientes com DFP andam ou correm mais lentos, com menor cadência e redução do momento extensor do joelho na resposta a carga e apoio terminal, atraso no pico de eversão do retopé e maior adução do quadril em comparação com indivíduos saudáveis, enquanto que o movimento de rotação do quadril ainda é controverso entre os estudos³⁰.

Destaca-se o fato de que dentre os estudos relacionados exclusivamente à análise de marcha o que mais avaliou pacientes com DFP foi o estudo de Barton et al¹⁹. Neste estudo apenas 26 pacientes com DFP e 20 pessoas saudáveis foram avaliadas. Neste sentido, entendemos não haver consenso na literatura sobre o assunto e nos parece ser eminente a necessidade de estudos mais robustos para que sejam confirmados os achados até o momento descritos ou que sejam encontradas novas alterações em relação a marcha de pacientes com DFP. Um resumo dos estudos relacionados às funções locomotoras da marcha, corrida, subida e descida de escadas encontra-se na tabela 1.

Este estudo tem como objetivo realizar a comparação da cinemática linear e a cinemática angular e do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé de mulheres com dor femoropatelar e compará-la à mulheres assintomáticas durante a marcha.

Tabela 1 - Estudos que investigam os efeitos da síndrome da dor patelar em parâmetros de marcha.

Titulo	Autor	Desenho do estudo	Objetivo	Amostra e tamanho	Resultados e medidas	Resultados
Efeitos do comprimento do passo no estresse da articulação fêmoropatelar em corredores femininos com e sem DFP.	Willson <i>et al.</i> ⁴⁰	Estudo comparativo	Variação de comprimento de passo durante corrida por passo e por milha em pacientes com estresse da articulação fêmoropatelar.	10 SDFP 13 S F	Comprimento do passo.	O estresse da articulação fêmoropatelar por etapa aumentou 31% na condição de comprimento do passo longo e diminuiu 22,2% na condição de curta duração do passo. Apesar da relação inversa entre o passo comprimento e número de passos necessários para percorrer uma milha, o esforço articular patelofemoral por milha aumentou 14% no condição comprimento longo passo e diminuiu 7,5% na condição curta duração passo.
Cinemática proximal e distal em corredores femininos com DFP.	Noehren <i>et al.</i> ⁴¹	Estudo comparativo	Determinar se existem diferenças significativas durante corrida na cinemática do quadril, tronco e os pés entre fêmeas com e sem SDFP.	16 SDFP 16 S	Adução do quadril; Rotação interna do quadril; Gota pélvica eversão do pé traseiro; Rotação interna da tibia; dorsiflexão do antepé e abdução.	Houve uma rotação interna do quadril significativamente maior no grupo SDFP do que o grupo de controle e houve um pico maior adição do quadril do que o grupo controle. Embora não houvesse diferença na eversão do pico de trás do pé, dorsiflexão do pé direito ou abdução no pé do pé. Não havia diferenças significativas no pico de malha tronco contralateral e pico gota pélvica contralateral entre os grupos.
Cinemática do andar em indivíduos com SDFP: Um estudo de caso-controle	Barton <i>et al.</i> ¹⁹	Estudo comparativo	Medir a pronação do pé, flexão do joelho, abdução e rotação interna, e adução de quadril e rotação interna usando a velocidade da marcha como uma co-variável.	26 SDFP 20 S	Rotação interna do quadril; Eversão do pico traseiro; Dorsiflexão do pé traseiro; Velocidade da marcha.	O grupo com SDFP demonstrou menor rotação interna no pico do quadril ;eversão do retropé do pico anterior em relação ao laboratório e tibia ; e maior amplitude de dorsiflexão do retropé movimento em relação ao laboratório. Além disso, uma tendência de redução velocidade da marcha foi encontrada no grupo SDFP. Rotação interna do quadril e velocidade de marcha reduzidas em indivíduos com SDFP.

Influência da SDFP na pressão plantar no processo de substituição de pé durante a marcha	Aliberti <i>et al.</i> ⁴²	Estudo de controle de caso	Investigar a influência da SDFP na distribuição da pressão plantar durante o processo de substituição de pé da marcha.	22 PFPS 35 S	Padrão rolagem.	de	Os participantes da SDFP mostraram um padrão de rolagem de pé que é medialmente direcionado para o pé traseiro durante o contato inicial do calcanhar e dirigido lateralmente no pé dianteiro durante a propulsão.
Caracterização do tornozelo e pé na SDFP: Um caso-controle e estudo de confiabilidade	Barton <i>et al.</i> ⁴³	Estudo comparativo	Comparar características do pé e tornozelo entre indivíduos com e sem SDFP e identificar o tornozelo e pé confiável do peso-rolamento medições para uso futuro em pesquisas	20 SDFP 20 S	Eversão do pé traseiro.		Os indivíduos do grupo SDFP tinham mais postura do pé pronado quando avaliado pelo pé índice de postura e ângulo do arco longitudinal, e para todos medições relativas ao neutro da articulação subtalar. Pé índice de postura, queda navicular normalizada e ângulo do calcâneo em relação às medidas neutras da articulação subtalar também apresentaram alta confiabilidade em ambos os grupos
Características cinemáticas e cinéticas de nível normal no andar na SDFP: mais do que uma alteração de plano sagital	Paoloni, <i>et al.</i> ²⁹	Estudo comparativo	Investigar as características cinéticas e cinemáticas na transversal, frontal e sagital da caminhada padrão em indivíduos SDFP através de análise instrumental da marcha e comparar estas características com as de um grupo controle de indivíduos saudáveis.	9 SDFP 9 S	Roda externa no momento do joelho; Momento do rapaz do joelho; Momento extensor do joelho quadril-secundário; Vertical GRF; Velocidade de balanço.		A velocidade média não diferem significativamente entre os grupos. Pacientes no GE, no entanto, exibiram velocidade da fase de balanço significativamente mais lenta que as do GC. Um maior grau de adução foi observada durante a RL no joelho da SDFP pacientes do que nos controles. Durante o LR, os pacientes no GE exibiram um aumento no momento do rotador externo do joelho associado a um redução do momento extensor do joelho, quando comparado com sujeitos no CG. Aumento do quadril e joelho abductor momento foi também observado em EG. Na ST, o momento extensor do joelho foi significativamente menor no GE que no GC. Abductor do quadril momento na ST também foi significativamente maior no GE do que em CG. O pico de GRF vertical no HC foi significativamente menor no GE que no o GC, enquanto não foram observadas diferenças entre os dois grupos em qualquer um dos outros parâmetros analisados.
Diferenças na cinemática do quadril,	Souza <i>et al.</i> ⁴⁴	Estudo transversal	Determinar se as fêmeas com SDFP demonstram	21 SDFP F	Forças de reação ao solo; Rotação		Quando calculada a média de todas as três atividades, as mulheres com SDFP demonstraram maior pico rotação

força muscular, e a ativação muscular entre indivíduos com e sem SDFP.			diferenças na cinemática do quadril, quadril, força muscular e padrões de ativação muscular do quadril quando comparadas as sem dor.	20 S	interna do quadril; Binário de extensão do quadril; Adução do quadril do quadril.	interna do quadril comparado ao grupo controle, Os indivíduos do grupo PFP também exibiu diminuição da produção de torque do quadril em comparação ao grupo controle. Significativamente maior recrutamento de glúteo máximo foi observada em indivíduos do grupo PFP durante em execução e a tarefa de redução.
Mecânica de extremidade inferior de mulheres com e sem DFP em atividades com progressivo aumento de carga	Willson <i>et al.</i> ²⁶	Controle de caso	Análise mecânica de extremidade inferior em mulheres com e sem DFP durante três diferentes atividades. Especificamente, buscase determinar se há diferenças entre os grupos, com aumento de carga das atividades.	20 SDFP F 20 S F	Força de reação ao solo; Rotação interna do joelho; Roda externa do joelho; Rotação interna do quadril, Adução gota pélvica; Pé girado externamente.	As rotações articulares geralmente não são influenciadas diferencialmente pela demanda da atividade entre sujeitos com e sem SDFP. No entanto, os sujeitos do SDFP exibiram rotação externa aumentada do joelho, diminuição do joelho interno excursão rotativa, aumento da adução do quadril e diminuição rotação interna do quadril.
A força do quadril e cinemática do quadril e joelho durante a descida de escada em mulheres com e sem SDFP.	Bolgia <i>et al.</i> ²⁷	Estudo transversal	Determinar se as fêmeas que apresentam SDFP de qualquer causa que não seja o uso avançado do membro demonstre fraqueza do quadril e aumento da rotação interna do quadril, adução do quadril e joelho valgo durante a descida da escada.	18 SDFP F 18 S F	Rotor externo do quadril; Abductor de quadril e joelho transverso e ângulos de plano frontal.	Os indivíduos com SDFP apresentaram fraqueza do quadril significativa, mas não demonstraram cinemática de quadril e joelho alterada.
Influências proximal e distal na cinemática do quadril e joelho em corredores com DFP durante uma corrida prolongada	Dierks <i>et al.</i> ⁴⁵	Pesquisa suporte	Investigar a relação entre a força do quadril e cinemática do quadril, e entre o estrutura do arco e a cinemática do joelho durante um período longo de corrida em esteira em	20 SDFP 20 S	Ângulo de adução do quadril; Força de abdução do quadril; Força de abdução do quadril.	Os indivíduos com SDFP apresentaram força de abdução do quadril significativamente menor, mas o ângulo de adução do quadril para o SDFP não foi estatisticamente diferença significativa no início da corrida, no entanto, foi significativo no final da corrida.

			corredores com e sem SDFP.			
Estudo prospectivo dos fatores biomecânicos associados com a síndrome da banda iliotibial	Noehren <i>et al.</i> ⁴⁶	Estudo comparativo	Comparar o plano frontal e transversal pré-existente, cinemática e cinética da extremidade inferior entre um grupo de mulheres corredoras que desenvolveram ITBS em comparação com as saudáveis.	13 SDFP F	Adução do quadril; Momento de abdução do quadril; Rotação interna do quadril; Rotação externa do quadril Momento; Hora de eversão do pé traseiro.	Adução do quadril foi significativamente maior no grupo SDFP. A maior adução do quadril pode aumentar o carregamento na patela lateral. Com maior quadril adução fomos surpreendidos abdução do quadril O momento também não foi maior. É possível que diferenças nos fatores neuromusculares, como o tempo de ativação são mais importantes. Houve uma tendência para maior rotação externa do quadril momento no grupo SDFP. No joelho, o grupo de PFPS exibiu maior rotação externa. Não houve diferença no tempo de pico eversão do retropé entre os grupos
O golpe no calcanhar transitorio durante a marcha em indivíduos com SDFP	Levinger <i>et al.</i> ⁴⁷	Estudo transversal	Comparar o pico e o período da força no golpe no calcanhar transitório entre indivíduos com SDFP e saudáveis. Além disso, o ângulo do retro pé em relação à tibia no plano frontal no tempo do pico de força transitória.	11 SDFP F 14 S F	Eversão do pé traseiro; Ângulo velocidade de caminhada do pé traseiro.	Atraso significativo no pico retropé eversão e ocorrência precoce de pico de dorsiflexão para o grupo SDFP. Além disso, o pico medial significativamente menor GRF, mínimo vale vertical GRF e o segundo pico GRF vertical foram encontrados no grupo SDFP. A rotação transversal não se mostrou diferente nos sujeitos com SDFP. No entanto, houve eversão prolongada do retropé durante a fase de apoio andando.
Cinética de extremidade inferior durante a deambulação da escada em pacientes com e sem SDFP.	Salsich <i>et al.</i> ⁴⁸	Estudo transversal	Comparar a Cinética de extremidade inferior durante subida e descida de escadas em sujeitos com e sem SDFP.	10 SDFP 10 S	Extensor de joelho máximo; Momento de cadência do quadril, tornozelo e suporte momento.	Houve uma diminuição da cadência durante a descida de escada em SDFP em comparação com indivíduos saudáveis. Além disso, não há diferença significativa para quadril, tornozelo e momento de suporte.
Os influência da SDFP no carregamento do membro inferior durante a marcha.	Power <i>et al.</i> ⁴⁹	Prospectivo comparativo	Determinar se os indivíduos com DFP demonstram um excesso de carga do membro inferior durante a marcha.	15 SDFP F 10 S	Reação no solo vertical; Forças e velocidade do comprimento do passo	Apesar da diminuição da posição de joelho no joelho durante a caminhada rápida, indivíduos com dor patelofemoral não demonstram aumento de carga dos membros inferiores. Durante a marcha, as forças de

					Cadência.	reação do solo pareciam ser minimizadas adotando um lento velocidade de caminhada.
A DFP e Torque do músculo quadríceps femoral são associadas a função locomotora?	Powers <i>et al.</i> ⁵⁰	Comparativo	Determinar a influência da dor e fraqueza muscular em variáveis da marcha em indivíduos com DFP.	19 SDFP F 19 S F	Velocidade de caminhada; Comprimento do Stride; Cadência; Tempo de suporte de membro único; Tempo de suporte do membro duplo; Tempo de balanço; Tempo de postura; Dorsiflexão no tornozelo.	Comparado com o grupo de comparação, a compensação de marcha primária no grupo SDFP era uma velocidade de caminhada reduzida, que era uma função de tanto um comprimento de passo reduzido quanto uma cadência. O torque do extensor do joelho foi o único preditor da função de marcha, com maior correlação de torque com características melhoradas do passo. Além disso, a SDFP não foi associada com função locomotora.
Estudo da marcha em pacientes com SDFP.	Nadeau <i>et al.</i> ⁵¹	-	Investigar os padrões de marcha cinemáticos e cinéticos em indivíduos que sofrem de SDFP.	5 SDFP 5 S	Ângulo de flexão do joelho; Momentos do joelho e do quadril; Momento de apoio.	Revelou uma diminuição no ângulo de flexão do joelho, mas não conseguiu revelar mudanças cinéticas significativas na marcha para padronizar.

SDFP: Síndrome da dor fêmoropatelar.

DFP: Dor fêmoropatelar;

S: Saudável; F: Feminino.

1.1 JUSTIFICATIVA

A marcha é uma atividade de vida diária comum, que geralmente reproduz os sintomas em indivíduos com DFP e é comumente utilizada para avaliar e identificar padrões de movimentos anormais, indicativos de DFP. Portanto, é de suma importância avaliar e comparar os padrões cinemáticos apresentados por pacientes com DFP durante essa tarefa, para que posteriormente novas abordagens terapêuticas possam ser inseridas com base nas alterações do movimento, caso necessário.

Há evidências de alterações da cinemática durante a marcha, no entanto, não existe consenso na literatura e os resultados encontrados são inconsistentes. Além disso, que seja do nosso conhecimento, não há nenhum estudo prévio que tenha avaliado a cinemática do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo, utilizando um modelo multisegmentar do pé, simultaneamente, durante a marcha de pacientes com DFP.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Comparar a cinemática do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé em mulheres com dor femoropatelar e mulheres saudáveis durante a marcha.

2.2 Objetivos Específicos

Comparar a amplitude de movimento de flexão, inclinação e rotação do tronco, anteversão, obliquidade e rotação da pelve, flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/externa do quadril, flexão/extensão e valgo/varo do joelho, dorsiflexão/flexão plantar e eversão/inversão do retropé durante o contato inicial, resposta a carga, e fase de apoio entre mulheres com dor femoropatelar e mulheres saudáveis durante a marcha.

Comparar o tempo do ciclo de marcha, cadência, velocidade, tempo de apoio simples, duplo apoio e comprimento do passo entre mulheres com dor femoropatelar e mulheres saudáveis durante a marcha.

3 HIPÓTESE

O estudo apresenta seguinte pergunta de pesquisa: As mulheres com a DFP apresentam diferenças na cinemática durante a marcha quando comparado ao grupo controle?

A elaboração da pergunta de pesquisa permite a formação das hipóteses para o estudo, sendo:

- H0 ou hipótese nula: Não há diferença na cinemática de pacientes com SDFP durante a marcha quando comparado ao grupo controle
- H1 ou hipótese alternativa: Há diferença na cinemática de pacientes com DFP durante a marcha quando comparado ao grupo controle.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 TIPO DE ESTUDO

Trata-se de um estudo retrospectivo.

4.2 LOCAL DO ESTUDO

O projeto foi desenvolvido e teve os dados da análise de marcha processados no Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise do Movimento (NAPAM) da Universidade Nove de Julho (UNINOVE), localizado na R. Prof.^a Maria José Barone Fernandes, 300 / 1º andar – Vila Maria, São Paulo-SP.

4.3 COMITÊ DE ÉTICA

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo “*Comitê de Ética e Pesquisa*” da Universidade Nove de Julho – UNINOVE, seguindo a resolução 196/96 (Parecer nº 1.912.221). (Anexo IV)

Todas as participantes foram informadas sobre o procedimento do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. (Anexo I)

4.4.1 Critérios de Inclusão do grupo femoropatelar.

Mulheres fisicamente ativas, considerando fisicamente ativas as voluntárias que relataram praticar atividade física pelo menos 20 minutos, 3 vezes por semana ³¹ do sexo feminino entre 18 e 40 anos de idade que apresentassem história de dor anterior no joelho nos últimos três meses e informassem aumento dos sintomas em pelo menos duas das seguintes atividades provocadoras de dor no joelho³²: subida e descida de escadas, agachamento, salto, ficar sentada por tempo prolongado, força isométrica voluntária máxima do quadríceps à 60 graus de flexão do joelho ou dor à palpação na faceta lateral da patela. As voluntárias foram recrutadas por um fisioterapeuta experiente na avaliação funcional do membro inferior, conforme preconizado por Boling⁹.

4.4.2 Critérios de inclusão do grupo controle

Mulheres fisicamente ativas de igual faixa etária do grupo femoropatelar, entretanto, não poderiam apresentar histórico de dor anterior no joelho.

4.4.3 Critérios de exclusão para ambos os grupos

Mulheres com algum tipo de desordem neurológica, dor na região lombar, sacral, quadril ou tornozelo; alterações cardíacas, cirurgias prévias no membro inferior ou outras doenças associadas, tais como luxação femoropatelar, tendinites, lesões ligamentares, discrepância do comprimento membro inferior maior que 1cm ou que praticassem algum tipo de esporte de alto rendimento.

4.4.4 Participantes

Foram incluídas no estudo 141 mulheres com dor femoropatelar (DFP) e 129 mulheres grupo controle (GC), de mesmas características antropométricas, mas assintomáticas em relação à dor no joelho.

4.5 PROCEDIMENTOS

4.5.1 Dados antropométricos:

Foi utilizada uma ficha de anamnese com dados pessoais tais como nome, idade. Em seguida, as voluntárias serão submetidas ao protocolo de mensurações antropométricas necessárias para a realização do exame tridimensional, composto de altura, peso, distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores, comprimento dos membros inferiores, diâmetro dos joelhos e tornozelos e torção tibial (Anexo III).

4.5.2 Cinemática tridimensional:

As participantes foram familiarizadas com os equipamentos e procedimentos e após, em seguida andaram na pista de coleta para obtenção

dos dados cinemáticos. Inicialmente todos os voluntários foram posicionados no centro da área de coleta e permanecerão na posição estática por 5 segundos para leitura e reconhecimento dos marcadores (Figura 1 - 1a). Os marcadores localizados sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores são essenciais para determinar os centros articulares e a sequência de cálculos para cinemática dos membros inferiores. Quando estes marcadores são ocluídos (parcial ou totalmente) ou não estão posicionados exatamente sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores durante a coleta, a cinemática não poderá ser determinada. Esta oclusão comumente ocorre devido à características morfológicas dos sujeitos que podem apresentar maior quantidade de tecidos moles ao redor do abdome³³. Portanto, para minimizar possíveis oclusões e erros no posicionamento durante a captura, será utilizado um apontador (haste de 260mm contendo três marcadores de 25 mm, sendo 2 retro reflexíveis e 1 incapaz de ser visualizado pelas câmeras). Após a captura estática inicial, será realizado captura do apontador. A ponta da haste, que se encontra em uma distância conhecida de 260 mm, será posicionado sobre a espinha ilíaca ântero-superior esquerda e direita sucessivamente (Figura 1b). Assim, por meio de cálculos matemáticos tendo como base os marcadores do apontador (pt 1 e pt 2) e os três marcadores foram colocados na região posterior da pelve (cluster), foram criados dois pontos virtuais representando a localização exata das espinhas ilíacas ântero-superior direita e esquerda (RASI e LASI respectivamente) (Figura 2).

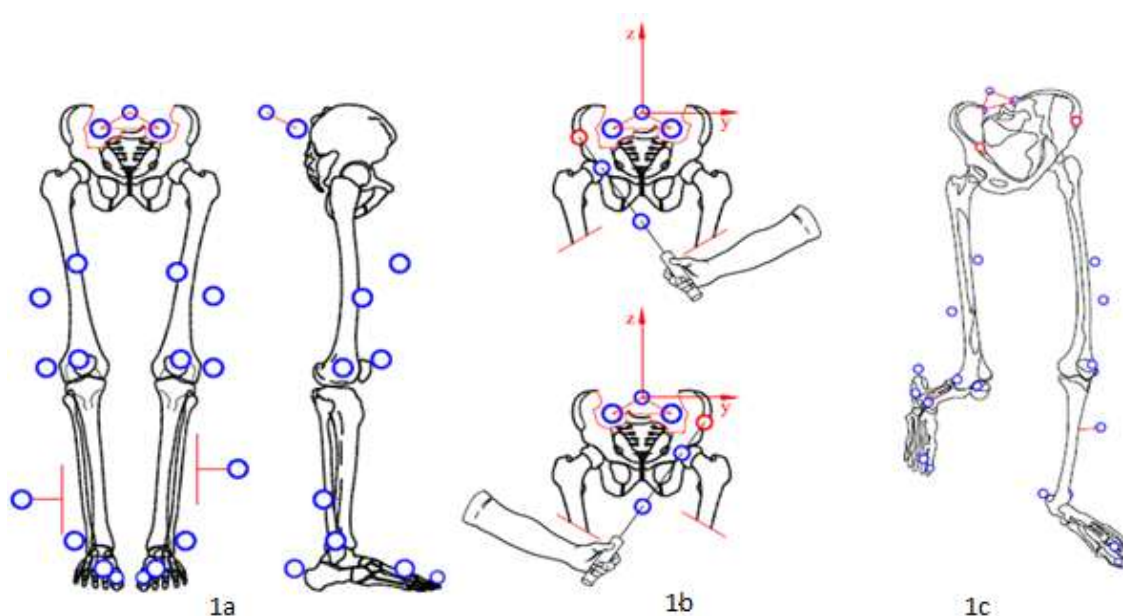


Figura 1- Sequência da coleta de dados. 1a: Representa a captura estática inicial e final com todos os marcadores; 1b: Representa a captura do apontador direita e esquerda; 1c: Representa a reconstrução dos marcadores das espinhas ilíacas ântero-superiores, após o processamento do apontador.

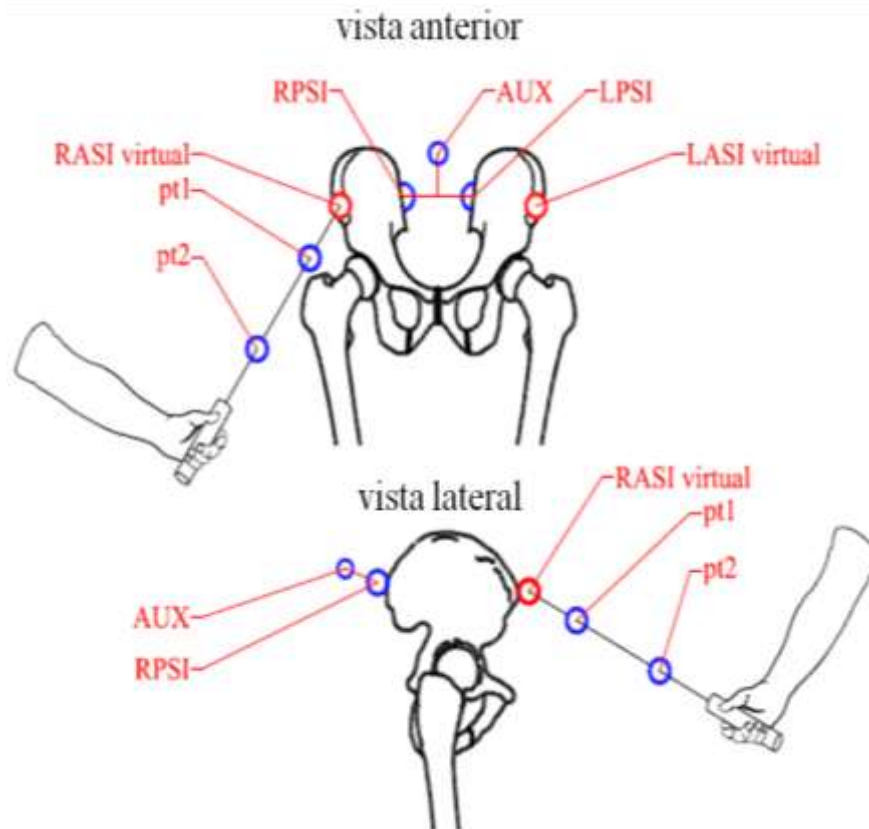


Figura 2 - Apontador

4.5.3 Análise cinemática:

Foi utilizado o sistema Vicon®, constituído por 8 câmeras de infravermelho com frequência de 120 frames por segundo, que captam os movimentos de marcadores reflexivos que serão dispostos na pele das pacientes, em pontos anatômicos estratégicos. Todas as câmeras serão conectadas a um computador dedicado para o tratamento do sinal de vídeo. Este possui placas com diversas funções: circuito de temporização/controle; circuito gerador de coordenadas e circuito de interface para as câmeras. Uma vez armazenados na memória de vídeo, os dados serão transferidos para um segundo computador de propósito geral. Neste, um software próprio da Vicon® será utilizado para processamento e reconstrução da imagem 3D dos

marcadores através de um modelo biomecânico e diversos algoritmos matemáticos.

4.5.4 Calibração do Equipamento:

A cada dia de coleta, era realizada a calibração do sistema Vicon®. Para determinar as coordenadas de referência do laboratório (X, Y e Z) será utilizada uma estrutura metálica em forma de “T” composta por duas hastes (contendo um total de 5 marcadores), colocada no centro da área de coleta. Em seguida, a haste será usada para varredura do volume de interesse. A haste será movida em todos os planos dentro do mesmo volume até cada câmera reconhecer o calibrador 3000 vezes, gerando dados de localização e orientação das câmeras dentro de um mesmo volume (calibração dinâmica). Serão aceitos erros de desvio-padrão menores que 1 mm entre as distâncias conhecidas entre os marcadores.

4.5.5 Preparação dos pacientes:

Todos os voluntários usaram shorts e top para facilitar a colocação dos marcadores assim como a leitura dos mesmos pelas câmeras. A pele foi limpa com algodão e álcool 70% para melhor fixação dos marcadores.

4.5.6 Colocação dos marcadores:

Os marcadores são esferas de poliestireno envolvidas por uma fita adesiva revestida de esferas microscópicas de vidro sobre uma base de plástico para fixação de fita dupla face e posteriormente na pele do sujeito. Seu formato permite que a luz seja refletida em todas as direções, não importando a posição, uma vez que ela permaneça no campo de visão do conjunto de câmeras utilizado e, por serem de composição leve não causam incômodo, nem dificultam os movimentos. Vinte e cinco marcadores esféricos retro-reflexivos (12 mm de diâmetro) serão fixados com dupla face (3M®) em pontos anatômicos específicos, que servirão de referência para o sistema de captura de análise do movimento. A colocação dos marcadores será realizada por dois examinadores experiente durante todas as condições do voluntário. Serão posicionados sobre

as espinhas ílicas ântero-superiores (RASI e LASI), nas espinhas ílicas postero-superiores (RPSI, LPSI), região lateral da coxa (RTHI1 e LTHI1), face lateral da base da patela (RTHI e LTHI), epicôndilo femoral lateral (RKNE e LKNE), terço médio lateral da perna (RTIB e LTIB), maléolo lateral (RANK e LANK), terço médio entre o 2º e 3º metatarsos (RTOE e LTOE) e calcâneo (RHEE e LHEE) (Figura 3). Este conjunto de marcadores foi baseado no modelo biomecânico Vicon Plug-in Gait®³⁴, usado para estimar a posição dos centros articulares, e calcular a cinemática tridimensional das articulações do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo^{6,35}.



Figura 3 - Identificação e localização dos marcadores utilizados na coleta.

4.5.7 Processamento dos dados da cinemática:

Após a captura das coordenadas dos marcadores, os mesmos foram nomeados e salvos em formato C3D (*Coordinate 3D*) no sistema Vicon. Para reconstrução tridimensional do modelo biomecânico os dados das coordenadas dos marcadores fixados aos segmentos da pelve, coxa, perna e pé simportados e processados por meio do software Vicon® Nexus, em concordância com as recomendações da *International Society of Biomechanics* (ISB)^{36,37}.

Inicialmente será criado um sistema de coordenadas para cada segmento a partir das posições dos marcadores (Figura 4).

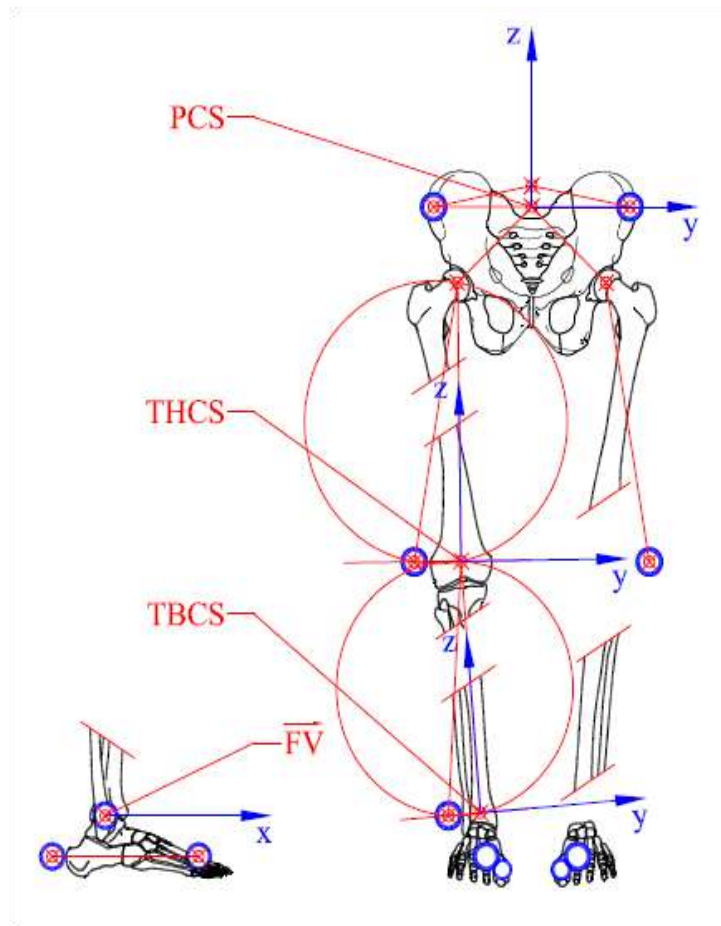


Figura 4 - Representação do sistema de coordenadas para pelve, coxa, perna e vetor do pé. PCS = sistema local de coordenadas da pelve; THCS = sistema local de coordenadas da coxa; TBCS = sistema local de coordenadas da perna; FV = vetor que representa o pé.

O segmento da pelve é construído a partir do cálculo utilizando como referência as espinhas ilíacas antero-superiores e o ponto médio entre as espinhas ilíacas póstero-superiores (SACR) (Figura 5).

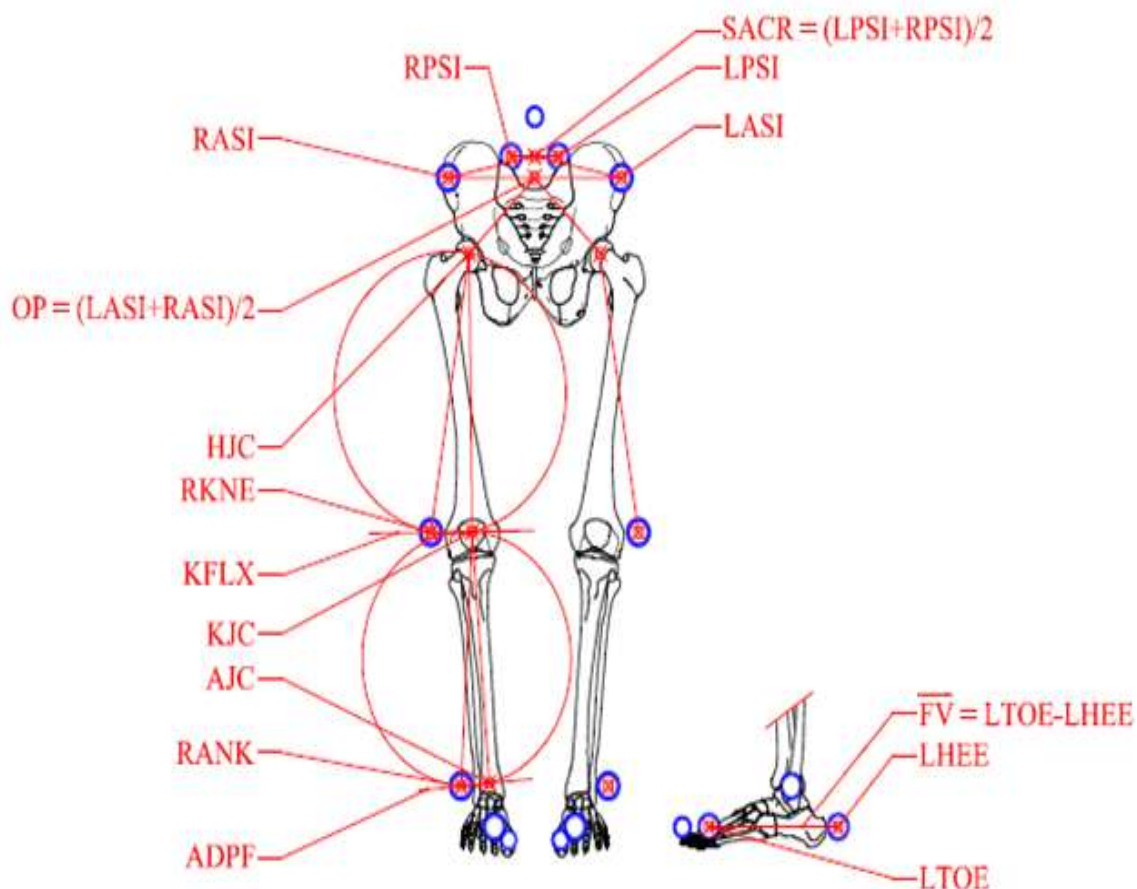


Figura 5 - Representação dos cálculos para localização dos centros articulares. SACR: ponto médio entre os marcadores LPSI e RPSI. OP: Origem da pelve (ponto médio entre os marcadores LASI e RASI); HJC: centro articular do quadril; KJC: centro articular do joelho (metade da medida de largura do joelho e do diâmetro do marcador); AJC: centro articular do tornozelo (metade da medida de largura do tornozelo e do diâmetro do marcador); KFLX: eixo de flexão/extensão do joelho; ADPF: eixo de flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo; FV = vetor longitudinal do pé, formado pelos marcadores LTOE e LHEE.

O segmento da coxa é formado a partir do eixo de flexão/extensão da articulação do joelho (perpendicular ao eixo longitudinal da coxa) em relação ao posicionamento do fêmur; e o centro da articulação do quadril (ponto fixo em relação a pelve). O centro da articulação do quadril é baseado na medida de comprimento do membro inferior e a distância entre as espinhas antero-superiores.

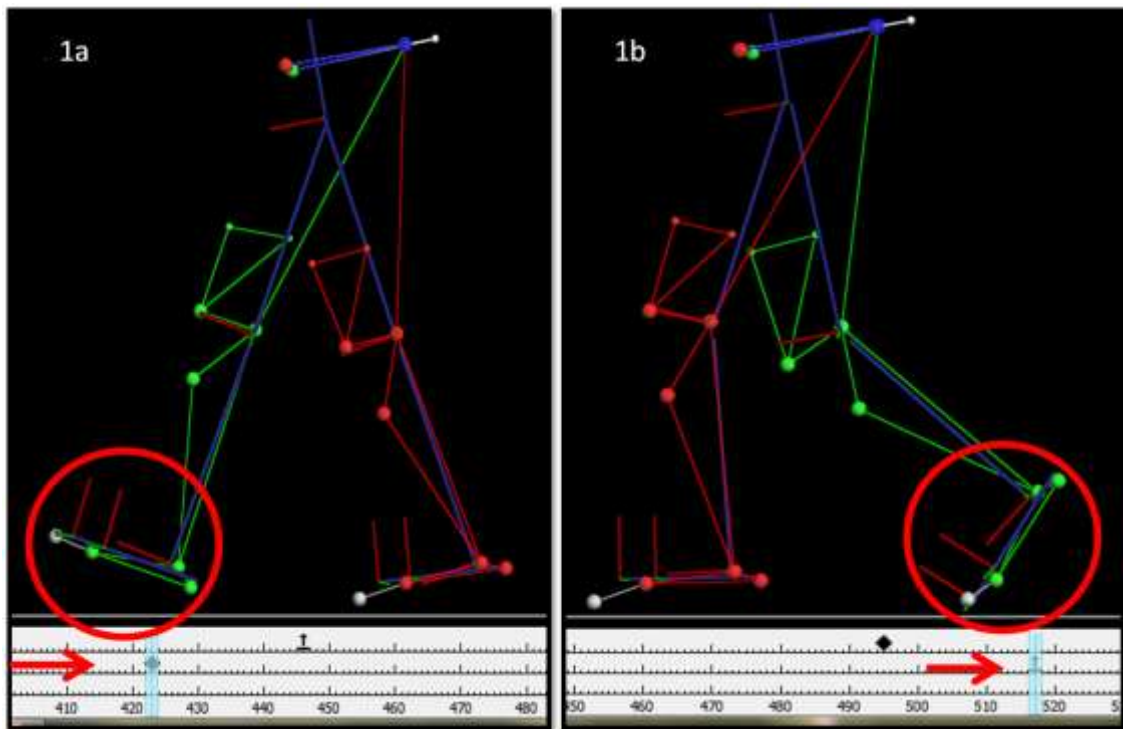


Figura 6 - Marcação do ciclo de marcha usando como referência a posição dos marcadores. 1a: Representa o contato inicial do membro inferior direito; 1b: Representa a liberação do pé a direita.

O segmento da perna será definido de forma análoga a coxa, como o centro da articulação do joelho permanece fixo em relação à tíbia, é utilizado o eixo de flexão plantar / dorsiflexão da articulação do tornozelo e o centro da articulação do joelho. O centro da articulação do joelho será obtido a partir do ponto médio da largura do joelho e a metade do diâmetro do marcador colocado no epicôndilo lateral.

Diferentemente dos outros segmentos que formam um triângulo, o segmento do pé será formado baseando-se em uma reta, ou seja, podemos representá-lo utilizando apenas dois marcadores. O centro da articulação do tornozelo será obtido pela metade do diâmetro do tornozelo e metade do diâmetro do marcador posicionado no maléolo lateral. Através do traçado de uma reta paralela entre o marcador posicionado sobre o calcâneo e o marcador do antepé, pôde-se definir o eixo longitudinal do pé.

Após reconstrução do modelo biomecânico foi feita a marcação dos ciclos de movimento. O ciclo de marcha será marcado tendo como referência o contato

inicial (observando o momento em que o marcador LHEE/RHEE toca o solo) e a liberação do pé (trajetória do marcador LTOE2/RTOE2) (Figura 6). Em seguida, será aplicado um filtro Woltring, passa baixa de quarta ordem com a frequência de corte estabelecida em 6Hz às trajetórias dos marcadores, para reduzir os ruídos devido à movimentação durante o ciclo de marcha.

A cada percurso realizado na pista de coleta foi selecionados os ciclos de marcha. Cada ciclo será representado em gráfico relacionando a posição angular de cada segmento em função do tempo. Após verificarmos o resultado final dos gráficos, um ajuste final, será realizado no eixo do joelho quando necessário. Este procedimento terá como objetivo minimizar movimentos de valgo e varo causados por deformação de tecidos moles sob o marcador KNEE³⁸.

Através da análise das consistências gráficas de cada condição comparadas à padrões de normalidade, os ciclos de marcha serão selecionados. Não serão usados para processamento e conseqüentemente análise os ciclos correspondentes às fases de aceleração e desaceleração; ciclos que apresentassem valores anormais, devido à vibração de marcadores e ciclos que se afastassem da consistência gerada para cada andada do paciente. Após esta análise, seis ciclos de marcha serão selecionados de maneira aleatória.

A adaptação deste procedimento para análise de marcha substitui o rosto digitalizado por um conjunto de parcelas de cinemática (digitalizada da marcha) e os níveis de escala de cinza são substituídos por ângulos articulares. Dadas essas substituições, os princípios, métodos e medida de proximidade são comparados entre o padrão de normalidade e o paciente³⁹.

4.5.8 Análise estatística

Para comparar os dados cinemáticos entre os dois grupos, a média de 6 ciclos de cada voluntária foi utilizada para a análise estatística através de MANCOVA (Análise Multivariada com Covariância), realizada separadamente para cada bloco de variáveis da tarefa avaliada (parâmetros lineares, fase de apoio e sub- fase d resposta a carga), incluindo todas as variáveis de interesse e usando a velocidade como covariável. O significado foi estabelecido em 5% ($p \leq 0,05$). O tamanho do efeito foi calculado e interpretado através do Eta

quadrado (η^2) da seguinte forma: 0 a 0,009 – sem efeito; 0,01 a 0,059 – efeito pequeno; 0,06 a 0,13 – efeito intermediário; e de 0,14 a 0,20 – efeito grande.

5 RESULTADOS

Título: Cinemática tridimensional da marcha de mulheres com dor femoropatelar e assintomáticas.

5.1. Introdução

A Dor Femoropatelar (DFP) é uma condição clínica caracterizada por uma dor difusa na região retro e/ou peripatelar associada à atividades que envolvam carga nos membros inferiores e/ou aumentam as forças compressivas na articulação femoropatelar^{1,2,3,4}. A etiologia da DFP é multifatorial e suas causas ainda não são bem compreendidas⁵. A patomecânica da DFP está associada à carga anormal e elevado estresse na articulação femoropatelar que afetaria várias estruturas locais que podem contribuir para a nocicepção como o osso subcondral, gordura infrapatelar, retináculo e estruturas ligamentares, entretanto, o tecido fonte de dor ainda não é conhecido⁶. É mais prevalente indivíduos ativos ao longo da vida, sendo mais frequentemente encontrada em jovens e mulheres^{7,8}.

A literatura aponta alguns possíveis fatores que podem contribuir para o aumento do estresse na articulação femoropatelar podendo ser eles de origem local, proximal e distal. O mau alinhamento e/ou mal tracking da patela,^{9,10} assim como a fraqueza do músculo quadríceps¹¹ são indicados como fatores locais. Dentre os fatores proximais estão a fraqueza dos músculos abdutores, extensores e rotadores externos do quadril^{12,13} e alterações na cinemática como maior adução e rotação interna do quadril, queda da pelve contralateral e inclinação do tronco ipsilateral^{14,15,16,17}. Os fatores distais envolvem a pronação excessiva da articulação subtalar acompanhada da rotação da tíbia também tem sido associada à DFP^{18,19}. Todos esses fatores associados ou não, teoricamente, diminuem a área de contato da articulação femoropatelar, aumentando o estresse e pressão na articulação gerando dor. Entretanto, não estão todos presentes em todos os pacientes. A literatura ainda é inconsistente para a maioria dos achados, além disso, nenhum deles, com exceção da fraqueza do quadríceps^{11,20}, pode ser considerado um fator de risco para desenvolver a DFP, uma vez que faltam estudos prospectivos para confirmar essas hipóteses.

O tratamento da DFP tem como foco o fortalecimento da musculatura do membro inferior e tronco e como resultados obtidos tem-se a diminuição da dor e melhora da capacidade funcional a curto, médio e longo prazo^{21,22,23,24,25}. Uma das hipóteses para o tratamento com o fortalecimento muscular é que o mesmo

contribuiria para o alinhamento dos segmentos corporais e correção das alterações biomecânicas^{21,22}. Entretanto, alguns estudos não têm encontrado diferenças na cinemática dos membros inferiores e tronco entre o pré e pós-tratamento, mesmo havendo melhora na dor e função^{26,27,24,28}. Não se sabe se a inconsistência entre os achados se deve à falta de treinamento da tarefa durante o tratamento e se esse fato pode ser indicativo de recidiva dos sintomas²⁴.

Estudos que avaliaram variáveis cinemáticas durante a marcha foram realizados com a premissa de que as alterações da marcha contribuem para o aumento do estress na articulação femoropatelar e para o desenvolvimento da DFP^{18,19,10}. Estes estudos mostraram redução da cadência durante a marcha com diminuição velocidade em pacientes com DFP, porém sem diferença estatística^{29,30,31,32,33}. Atraso no pico de eversão do retropé^{34,35}, maior eversão do retropé no contato inicial³⁵ e rotação interna do quadril aumentada³⁶ ou diminuída²⁹ também foram descritos. Além disso, o maior número de participantes estudados até o momento em um estudo comparativo avaliou 26 sujeitos, o que pode ter subestimado a capacidade de identificar diferenças entre os grupos comparados. As últimas duas revisões publicadas identificaram escasses de estudos anvaliando o pé, joelho e quadril simultaneamente. Por fim, nenhum estudo até o momento descreveu o comportamento do tronco durante a marcha de pacientes com DFP.

O presente estudo tem como objetivo comparar e identificar possíveis diferenças cinemáticas no tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé entre mulheres com DFP e assintomáticas. Nossa hipótese foi que, em comparação ao grupo controle, mulheres com DFP apresentariam menor velocidade, cadência, comprimento do passo e tempo de apoio simples; maior inclinação ipsilateral do tronco, queda contralateral da pelve, adução e rotação interna do quadril, valgo do joelho, assim como menor flexão do joelho, maior rotação interna da tibia, maior eversão e dorsiflexão do pé durante a fase de apoio da marcha.

5.2. Métodos

5.2.1 Participantes

Neste estudo caso-controle foram incluídas 141 mulheres com dor femoropatelar (grupo DFP) e 129 mulheres sem dor no grupo controle (GC),

todas fisicamente ativas segundo³⁷, com idade entre 18 e 35 anos, recrutadas da comunidade local e estudantes universitárias, entre Junho/2013 e Dezembro/2017 através de convites verbais. Os dados demográficos das participantes estão apresentados na Tabela 1.

Os critérios de inclusão para o grupo DFP foram presença de dor anterior no joelho mínima de intensidade 3 na *Numerical Pain Ratio Scale* (NPRS) por um período mínimo de 6 meses em pelo menos duas das seguintes atividades: ficar sentada por tempo prolongado, subir ou descer escadas, agachar, correr ou saltar. Para o GC foram incluídas mulheres sem história prévia de dor anterior no joelho. Foram excluídas de ambos os grupos mulheres com histórico de cirurgia no membro inferior, luxação recidivante de patela ou instabilidade crônica, disfunções associadas na articulação do joelho como lesões meniscais e/ou ligamentares, distúrbios cardíacos ou no aparelho locomotor que pudessem influenciar na avaliação e tratamento, assim como pacientes que apresentaram discrepância de comprimento dos membros inferiores maior que 1 cm, mensurado com fita métrica.

5.2.2 Procedimento

As participantes de ambos os grupos preencheram inicialmente uma ficha de avaliação com dados pessoais, duração dos sintomas e o lado de predominância da dor para o grupo DFP. Em seguida as voluntárias foram submetidas ao protocolo de mensurações antropométricas necessárias para a realização da avaliação cinemática tridimensional através da aplicação dos concomitantes dos modelos biomecânicos *Plug-in-Gait* Vicon® e *Oxford Foot Model*®, composto de: altura, peso, distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores, comprimento dos membros inferiores, largura dos joelhos, largura dos tornozelos e mensuração da torção tibial através do goniômetro. Com a finalidade de identificação da postura estatística dos pés foi aplicado o índice de Postura do Pé – *Foot Posture Index*(FPI), ferramenta validada e descrita por Remond et al.⁴⁸. Estudos indicam que a medição clínica do *Foot Posture Index* tem confiabilidade moderada a alta na avaliação da população adulta

As participantes do grupo DFP responderam a AKPS - *Anterior Knee Pain Scale*, devidamente traduzida e validada, que consiste em um questionário específico para dor anterior no joelho, e também assinalaram a intensidade da

dor no joelho através da escala *Numerical Pain Rating Scale* – NPRS, que visa quantificar a intensidade da dor apresentada pelo paciente. Foi solicitado às pacientes que classificassem os seus níveis de intensidade da dor anterior do joelho com base nos últimos sete dias.

5.2.3 Análise Cinemática

Para análise tridimensional da cinemática do tronco, pelve, e membros inferiores foi utilizado o sistema Vicon®, constituído por 8 câmeras a uma frequência de 120 Hz. Baseados nos modelos biomecânicos Vicon *Plug-in Gait*® e *Oxford Foot Model*®, 49 marcadores esféricos retro-reflexivos de 9 e 14mm de diâmetro, foram fixados com fita dupla face (3M®) em pontos anatômicos específicos, que serviram de referência para o sistema de captura de análise do movimento. O alinhamento dos marcadores do pé foi determinado através da utilização de um laser.

No grupo DFP o membro inferior doloroso foi avaliado, e na presença de sintomas bilaterais, o membro inferior com maior nível de dor na escala NPRS foi selecionado para a análise, enquanto no grupo controle foi avaliado o membro inferior dominante.

As participantes realizaram as tarefas descalças, com os membros superiores livres ao longo do corpo, e em uma velocidade confortável para as mesmas em uma pista de 8 metros. Foram utilizados seis ciclos de marcha de cada sujeito para análise.

Dados de 37 indivíduos assintomáticos e 37 mulheres com DFP com a finalidade de avaliar a reprodutibilidade do teste apresentaram valores do standard error of measurement envolvendo todas as variáveis entre (0.28° to 3.32°).

5.2.4 Processamento dos Dados

Os marcadores foram reconstruídos e nomeados. Em seguida foi aplicada a rotina de cálculo dos modelos biomecânicos *Vicon Plug-in-Gait*®³⁸ e *Oxford Foot Model*®³⁹ simultaneamente por meio do software Vicon Nexus® 2.5 e salvos em formato C3D.

Após reconstrução do modelo biomecânico foi feita a marcação do ciclo de movimento. Em seguida foi aplicado um filtro *Woltring* (2 erros quadráticos médios). Uma rotina própria foi desenvolvida no software Vicon ProCalc® no qual foi possível extrair e calcular as variáveis de interesse para análise estatística:

amplitudes de movimento do tronco, pelve e quadril no plano frontal, sagital e transversal, joelho no plano sagital e frontal, tibia no plano transversal, tornozelo no plano sagital, retropé em relação ao laboratório e o ângulo de progressão do pé no plano transversal.

A fase de apoio foi dividida em: primeiro duplo apoio e apoio. No primeiro duplo apoio foram extraídos os dados angulares no contato inicial, resposta a carga. No restante da fase de apoio foram extraídos os valores mínimo e máximo e a ADM.

5.2.5 Análise Estatística

O teste T independente foi utilizado para comparar os dados demográficos. As variáveis cinemáticas foram comparados entre os dois grupos usando separadamente três análises multivariadas de variância (MANOVAs) para as variáveis angulares. A velocidade da marcha foi inserida como covariável para cada MANOVA. Na presença de quaisquer diferenças na análise multivariada, análises univariadas foram realizadas para todas as variáveis estudadas. Além disso, a homogeneidade das variâncias foi testada para cada comparação feita e o valor p ajustado foi usado quando a igualdade não poderia ser assumida. A significância usada foi de 5%. O tamanho do efeito foi calculado e para a interpretação foi utilizado utilização do Eta quadrado (η^2) da seguinte forma: 0 a 0,09 - sem efeito; 0,010 a 0,059 - efeito pequeno; 0,06 a 1,39 - efeito intermediário; e de 1,40 a 2,00 - efeito grande.

5.3. Resultados

Na Tabela 2 são apresentados os dados de idade, peso, altura, comprimento do membro inferior avaliado, FPI, NPRS, AKPS de ambos os grupos.

Os resultados da MANCOVA revelaram haver interação entre a covariável velocidade e os grupos nas três condições comparadas, primeiro duplo apoio, apoio simples e segundo duplo apoio.

Tabela 1 - Dados demográficos

	Grupo Controle (n=129)	Grupo DFP (n=141)	Valor p
Idade (anos)	26 (5)	23 (9)	0.712
Peso (kg)	56.03 (1,11)	56.88 (1.30)	0.957
Altura (m)	1.63 (0.20)	1.65 (0.50)	0.615
Comprimento MI (cm)	852 (25)	835 (38)	0.001
FPI (-12 – +12)	5.26 (2.24)	6.88 (1.73)	0.001
NPRS (0 -10)	0	5.68 (0.66)	-
AKPS (0 – 100)	100	73.85 ± 7.52	-

Dados expressos em média ± DP. Abreviações: MI = membro inferior; FPI = Foot Posture Index; NPRS = Numerical Pain Rating Scale; AKPS = Anterior Knee Pain Scale.

A tabela 3 apresenta os dados espaço-temporais entre os grupos. O tempo do ciclo e a porcentagem de apoio simples foram maiores no grupo dor femoropatelar e o comprimento do passo e a velocidade foram menores quando comparado ao grupo saudável. O tamanho de efeito foi intermediário para todas as variáveis.

Tabela 2 - Valor dos parâmetros lineares durante o ciclo de marcha em mulheres com dor femoropatelar e saudáveis.

Parâmetros Lineares	GC	DFP	Diferença entre os grupos	P	TE
Tempo do ciclo (s)*	1,06 (0.62)	1,12 (0.90)	-0,57 [(-0,06) – (-0,04)]	0,00	0,10
Cadência (passos por min)	100,12 (9,79)	99,56 (11,72)	0,56 (-0,98) - 2,10)	0,47	0,00
1º duplo apoio (% CM)	11,42 (2,21)	11,20 (2,40)	0,23 [(-0,09 - 0.55)]	0,16	0,00
Apoio simples (% CM) *	38,48 (2,60)	41,65 (4,73)	-3,17 [(-3,73 – (-2,60)]	0,00	0,12
2º duplo apoio (% CM)	49,92 (1,46)	50,01 (1,1)	-0,83 [(-0,26) – 0,97]	0,36	0,00
Comprimento do passo (m)*	0,64 (0,05)	0,59 (0,06)	0,05 [0,04 - 0,06]	0,00	0,18
Velocidade (m/s)*	1,17 (0,12)	1,04 (0,13)	0,12 [(-0,14) – (-0,10)]	0,00	0,17

Abreviações: GC = Grupo controle, DFP = Dor Femoropatelar, TE = Tamanho do efeito. s = segundos, min = minuto, % CM = porcentagem do ciclo, m = metros, m/s = metros por segundo. Dados expressos em média (DP). O tamanho do efeito (TE) foi determinado pela utilização do Eta quadrado (η^2) da seguinte forma: 0 a 0,09 - sem efeito; 0,010 a 0,059 - efeito pequeno; 0,06 a 1,39 - efeito intermediário; e de 1,40 a 2,00 - efeito grande.

No contato inicial o grupo controle apresentou rotação externa do quadril e flexão plantar do tornozelo enquanto o grupo DFP rotação interna do quadril e dorsiflexão do tornozelo (tabela 4). Na resposta à carga houve maior rotação interna do quadril, maior dorsiflexão do tornozelo, eversão do retropé e maior ângulo de progressão em rotação externa do pé do grupo DFP comparado ao grupo controle. O grupo DFP e flexão plantar no grupo controle e dorsiflexão no grupo DFP (tabela 5).

Tabela 3 - Variáveis cinemáticas no contato inicial da marcha de mulheres com DFP e saudáveis.

CONTATO INICIAL					
	GC	DFP	DIFERENÇA ENTRE GRUPOS (95% IC)	P	ES
TRONCO					
Flexão	1,97 (3,73)	2,45 (4,03)	-0,50 [(-1,10) - 0,10]	0,10	0,00
Inclinação	0,22 (2,03)	0,14 (2,39)	0,15 [(-0,20) - 0,50]	0,40	0,00
Rotação	-1,97 (3,20)	-1,98 (10,73)	-0,01 [(-1,33) - 1,35]	0,98	0,00
PELVE					
Anteversão	12,00 (0,70)	10,86 (0,53)	0,40 [0,38 - 0,28]	0,21	0,00
Obliquidade	1,88 (0,66)	0,76 (0,50)	0,54 [0,16 - 0,00]	0,19	0,01
Rotação	3,03 (0,73)	3,19 (0,55)	-0,03 [0,26 - 0,88]	0,86	0,00
QUADRIL					
Flexão	31,94 (0,37)	30,85 (0,28)	1,09 [0,11 - 2,06]	0,29	0,00
Adução	-2,14 (0,20)	-1,81 (0,15)	-0,32 [(-0,86) - 0,21]	0,23	0,00
Rotação Interna*	-5,29 (0,87)	2,79 (0,66)	-8,09 [(-10,36) - (-5,83)]	0,00	0,05
JOELHO					
Flexão	1,81 (0,36)	0,71 (0,27)	1,10 [0,17 - 2,03]	0,20	0,00
Valgo	1,68 (0,23)	1,83 (0,17)	-0,21 [(-0,80) - 0,40]	0,51	0,00
TORNOZELO					
Dorsiflexão*	-2,32 (3,66)	1,86 (7,27)	-4,51 [(-5,54) - (-3,64)]	0,00	0,09
RETROPÉ (n =34)					
Inversão	3,17 (4,16)	3,25 (4,05)	-0,08 [(-1,21) - 1,97]	0,85	0,00
PÉ					
Progressão	-9,88 (0,72)	-11,53 (0,54)	1,65 [(-0,20) - 3,50]	0,08	0,00

Abreviações: GC = Grupo controle, DFP = Dor Femoropatelar, TE = Tamanho do Efeito. *Dados expressos em média ± DP. O tamanho do efeito (TE) foi determinado pela utilização do Eta quadrado (η^2) da seguinte forma: 0 a 0,09 - sem efeito; 0,010 a 0,059 - efeito pequeno; 0,06 a 1,39 - efeito intermediário; e de 1,40 a 2,00 - efeito grande.

Tabela 4 - Variáveis cinemáticas durante a resposta a carga em mulheres com DFP e saudáveis durante a marcha.

RESPOSTA A CARGA					
	GC	DFP	DIFERENÇA ENTRE GRUPOS	P	ES
TRONCO					
Flexão	2,06 (3,72)	2,53 (3,80)	-0,54 [(-1,11) - 0,68]	0,83	0,00
Inclinação	0,42 (2,00)	0,31 (2,14)	0,19 [(-0,14) - 0,50]	0,26	0,00
Rotação	1,80 (2,84)	1,59 (4,63)	0,40 [(-0,19) - 0,99]	0,18	0,00
PELVE					
Anteversão	12,21(4,23)	11,94(5,09)	0,47 [(-0,26) - 1,21]	0,20	0,00
Obliquidade	6,57 (1,95)	5,79 (2,10)	0,30 [0,00 - 0,61]	0,05	0,00
Rotação	4,65 (3,07)	4,45 (2,85)	0,21 [(-0,23) - 0,65]	0,35	0,00
QUADRIL					
Flexão	32,26 (5,60)	30,25 (5,55)	1,70 [0,84 - 2,56]	0,01	0,01
Adução	6,07 (3,92)	5,75 (2,74)	-0,32 [(-0,81) - 0,16]	0,19	0,00
Rotação Interna*	6,24 (6,92)	7,99 (7,38)	-1,75 [(-3,13) - (-0,91)]	0,00	0,01
JOELHO					
Flexão	12,76 (8,60)	10,69 (6,99)	2,07 [0,91 - 3,23]	0,00	0,01
Valgo	3,55 (5,05)	3,97 (3,70)	-0,63 [(-1,28) - 0,28]	0,06	0,00
TORNOZELO					
Dorsiflexão*	5,23 (4,76)	9,08 (7,32)	-4,26 [(-5,26) - 3,27]	0,00	0,07
RETROPÉ (n=34)					
Inversão*	-3,09 (3,46)	-4,17 (3,31)	1,08 [0,28 - 2,89]	0,00	0,09
PÉ					
Progressão*	-6,19 (5,81)	-9,01 (9,85)	2,21 [0,89 - 3,53]	0,01	0,01

Abreviações: GC= Grupo controle, DFP= Dor Femoropatelar, TE= Tamanho do Efeito. *Dados expressos em média \pm DP. O tamanho do efeito (TE) foi determinado pela utilização do Eta quadrado (η^2) da seguinte forma: 0 a 0,09 - sem efeito; 0,10 a 0,059 - efeito pequeno; 0,06 a 1,39 - efeito intermediário; e de 1,40 a 2,00 - efeito grande.

A magnitude do valor máximo foi maior para dorsiflexão do tornozelo e para o ângulo de progressão em rotação externa do pé do grupo DFP

Tabela 5 - Comparação entre grupos para as medidas de magnitude do valor máximo durante o apoio da marcha.

	VALOR MÁXIMO				
	GC	DFP	DIFERENÇA ENTRE GRUPOS	P	TE
TRONCO					
Flexão	2,68 (3,72)	3,27 (3,84)	-0,57 [(-1,16) – 0,07]	0,05	0,00
Inclinação	1,15(1,95)	1,11(2,13)	0,10 [(-0,21) - 0,46]	0,51	0,00
Rotação	4,01 (2,77)	3,66 (4,35)	0,68 [0,09 - 1,27]	0,09	0,00
PELVE					
Anteversão	12,69 (4,19)	12,40(5,05)	0,43 [(-0,30) – 1,16]	0,24	0,00
Obliquidade	6,57(1,96)	5,77 (2,12)	0,30 [0,00 - 0,61]	0,05	0,00
Rotação	4,94(2,90)	4,74(3,84)	-0,11 [-0,66 - 0,43]	0,68	0,00
QUADRIL					
Flexão					
Adução	32,70 (5,70)	31,10 (9,65)	1,16 [(-0,12) – 2,45]	0,07	0,00
Rotação	6,06 (3,92)	6,07 (7,41)	-0,53 [(-1,50 - 0,43)]	0,28	0,00
Interna	8,97 (7,17)	9,09 (7,37)	-0,54 [(-1,66) -0,58]	0,34	0,04
JOELHO					
Flexão	30,42 (6,87)	29,98 (6,77)	0,91 [(-0,13) – 1,96]	0,89	0,00
Valgo	3,81 (5,10)	4,47 (3,81)	-0,80 [(-1,47) – (-0,13)]	0,10	0,00
TORNOZELO					
Dorsiflexão *	14,81 (5,30)	17,22 (6,78)	-2,32 [(-3,28) - 1,36]	0,00	0,02
RETROPÉ					
(n=34)					
Inversão	7,69 (3,36)	6,02 (3,47)	1,67 [0,85 – 2,48]	0,00	0,04
PÉ					
Progressão *	-4,32 (6,23)	-7,18 (13,32)	2,57 [0,84 - 4,29]	0,03	0,01

Abreviações: GC = Grupo controle, DFP =Dor Femoropatelar, TE= Tamanho do efeito. *Dados expressos em média (DP). O tamanho do efeito (TE) foi determinado pela utilização do Eta quadrado (η^2) da seguinte forma: 0 a 0,09 - sem efeito; 0,010 a 0,059 - efeito pequeno; 0,06 a 1,39 - efeito intermediário; e de 1,40 a 2,00 - efeito grande

Tabela 6 - Comparação entre grupos para as medidas de magnitude do valor mínimo durante a fase de apoio da marcha.

VALOR MÍNIMO					
	GC	DFP	DIFERENÇA ENTRE GRUPOS	P	ES
TRONCO					
Flexão*	-0,59 (3,75)	0,42 (3,79)	-1,01 [(-1,91) – (-0,10)]	0,02	0,00
Inclinação	-1,22 (2,00)	-1,70 (2,15)	0,48 [(-0,01) – 0,97]	0,05	0,00
Rotação	-3,14 (2,95)	-3,16 (4,53)	0,19 [(-0,42) – 0,81]	0,54	0,00
PELVE					
Anteversão	9,76 (4,40)	9,35 (5,74)	0,66 [(-0,14) – 1,48]	0,10	0,00
Obliquidade	-5,21 (1,99)	-4,79 (1,89)	-0,42 [(-0,88) – 0,04]	0,07	0,00
Rotação	-4,26 (3,26)	-4,35 (2,96)	0,59 [(-0,65) – 0,83]	0,09	0,00
QUADRIL					
Flexão	-8,76 (5,82)	-8,46 (6,90)	0,96 [(-0,02) – 1,94]	0,05	0,00
Adução	-8,16 (2,99)	-7,85 (8,09)	-0,68 [(-1,70) – 0,33]	0,18	0,00
Rotação Interna*	-3,76 (7,95)	-1,18 (7,34)	-2,58 [(-4,41) – (-0,74)]	0,00	0,03
JOELHO					
Flexão	0,25 (7,37)	-1,02 (4,95)	1,27 [(-0,22) – 2,76]	0,09	0,01
Valgo	1,05 (4,22)	0,53 (4,31)	0,52 [(-0,50) – 1,54]	0,52	0,00
TORNOZELO					
Dorsiflexão*	-10,25 (5,76)	-6,30 (7,70)	-3,95 [(-5,59) – (-2,30)]	0,00	0,04
RETROPÉ (n=34)					
Inversão	-1,76 (2,74)	-2,38 (2,84)	0,62 [(-0,04) – 1,28]	0,07	0,00
PÉ					
Progressão	-13,04 (6,06)	-14,43 (13,26)	1,37 [-0,33 – 3,08]	0,11	0,00

Abreviações: GC = Grupo controle, DFP =Dor Femoropatelar, TE= Tamanho do Efeito. *Dados expressos em média ± DP. O tamanho do efeito (TE) foi determinado pela utilização do Cohen d (0,000 a 0,003 - sem efeito; 0,10 a 0,22 - pequeno efeito; 0,06 a 0,11 - efeito intermediário e 0,140 a 0,200 grande efeito)

Tabela 7 - Comparação entre grupos para as medidas de magnitude de amplitude de movimento durante a fase de apoio da marcha.

AMPLITUDE DE MOVIMENTO					
	CG	DFP	DIFERENÇA ENTRE GRUPOS	P	ES
TRONCO					
Flexão	3,28 (1,10)	3,23 (1,12)	0,05 [(-0,21) – 0,31]	0,71	0,00
Inclinação	2,36 (0,96)	2,51 (1,23)	-0,15 [(-0,41) - (0,11)]	0,26	0,00
Rotação	7,15 (2,87)	6,81 (2,61)	0,34 [(-0,31 – 0,99]	0,30	0,00
PELVE					
Anteversão	2,93 (1,01)	3,05 (7,32)	-0,12 [(-1,40) – 1,16]	0,25	0,00
Obliquidade	11,47 (2,59)	10,97 (2,55)	0,52 [(-0,09) – 1,13]	0,09	0,02
Rotação	9,20 (4,12)	9,09 (4,56)	0,11 [(-1,93) – 1,15]	0,83	0,00
QUADRIL					
Flexão	41,46 (4,77)	39,60 (7,32)	0,15 [(-0,80) – 1,11]	0,75	0,00
Adução	14,22 (3,04)	13,67 (2,82)	0,55 [(-0,15) - 1,25]	0,12	0,00
Rotação Interna*	14,26 (7,27)	10,27 (9,64)	3,99 [1,92 – 6,05]	0,01	0,15
JOELHO					
Flexão	30,17 (8,00)	31,31 (6,46)	-0,70 [(-1,79) - 0,38]	0,20	0,00
Valgo	4,86 (5,19)	3,94 (2,49)	0,92 [(-0,04) – 1,88]	0,06	0,00
TORNOZELO					
Dorsiflexão	25,16 (5,11)	24,38 (9,75)	0,77 [(-0,50) – 2,05]	0,23	0,01
RETROPÉ (n=34)					
Inversão	10,78 (3,48)	10,19 (3,65)	0,59 [(-0,26) – 1,44]	0,17	0,00
PÉ					
Progressão	8,72 (3,04)	7,97 (3,60)	0,75 [(-0,05 -1,55]	0,06	0,01

Abreviações: GC = Grupo controle, DFP =Dor Femoropatelar, TE= Tamanho do efeito. *Dados expressos em média (DP). O tamanho do efeito (TE) foi determinado pela utilização do Eta quadrado (η^2) da seguinte forma: 0 a 0,09 - sem efeito; 0,010 a 0,059 - efeito pequeno; 0,06 a 1,39 - efeito intermediário; e de 1,40 a 2,00 - efeito grande

5.4. Discussão

Este estudo avaliou a cinemática da marcha de 141 mulheres com DFP e 129 mulheres assintomáticas com o objetivo de comparar e identificar possíveis diferenças cinemáticas entre os grupos com a hipótese de que mulheres com DFP apresentariam menor desempenho nos parâmetros espaço-temporais da marcha e diferenças na cinemática angular durante a marcha em comparação com mulheres assintomáticas.

A literatura mostra relativa evidência em relação as características espaço temporais da marcha de pacientes com DFP. A velocidade de marcha é

considerada reduzida^{32,36,40}, assim como o comprimento da passada^{32,36,40,41} e a cadência^{35,40}. Nosso resultado mostrou menor tempo do ciclo, do comprimento do passo e da velocidade e maior tempo de apoio simples. A reduzida velocidade de marcha, comprimento de passo e tempo do ciclo podem contribuir para redução da amplitude de movimento^{42,43,44}, e pode ser uma estratégia para reduzir a carga na articulação femoropatelar²⁹, porém não explica permanecer mais tempo no apoio simples.

Estudos sugerem que a pronação subtalar excessiva está frequentemente associada ao desenvolvimento da DFP^{18,19}. Durante a marcha Lvinger e Gilleard³⁵, encontraram prematura e excessiva pronação do retropé, enquanto que no estudo de Barton et al.²⁹ o pico de pronação do retropé durante a marcha de pacientes com DFP estava atrasado. Este estudo encontrou maior eversão do retropé durante a resposta a carga. O pico de eversão adiantado durante a marcha pode indicar uma eversão do retropé mais rápida após o contato inicial em alguns indivíduos com DFP. Teoricamente, isso pode resultar em maior e mais rápida carga sobre a articulação do joelho e femoropatelar. Pesquisas adicionais avaliando a velocidade do movimento da eversão do retropé e seu impacto sobre a articulação do joelho durante a marcha em indivíduos com DFP são necessários.

Consistente com os únicos dois estudos que avaliaram a cinamética do quadril no plano transversal em pacientes com DFP^{29,36} o grupo DFP neste estudo demonstrou menor amplitude de rotação interna durante o apoio. No entanto, durante a resposta a carga foi encontrado maior rotação interna do quadril nos pacientes com DFP. A menor amplitude de movimento de rotação interna do fêmur em indivíduos com DFP é contrária à teoria tradicional^{3,18,19}. Powers et al.³⁶ hipotetizou que a rotação interna reduzida do quadril durante a marcha pode ser uma estratégia compensatória por indivíduos com DFP para reduzir o ângulo Q dinâmico do quadríceps e a carga na articulação femoropatelar. Embora seja esta uma explicação plausível, é necessária uma pesquisa adicional que avalie a influência das variações no movimento do quadril nos níveis de dor e os estresses na articulação femoropatelar em indivíduos com DFP. Inclusive, pois o presente estudo encontrou maior rotação interna do quadril justamente na resposta a carga, fase em que o membro inferior recebe mais carga no membro inferior.

O grupo DFP apresentou maior pico de dorsiflexão do tornozelo, porém não houve diferença na amplitude de movimento durante a fase de apoio. O estudo de Barton et al.²⁹ encontrou maior amplitude de movimento, porém o pico de dorsiflexão, apesar de maior, não mostrou diferença estatística, talvez devido ao número de sujeitos avaliados. Recente revisão sistemática associa a postura pronada do pé e a limitação da dorsiflexão à DFP, a limitação da dorsiflexão segundo os autores poderia exigir mais flexão joelho em atividades em cadeia cinética fechada e aumentar a carga na articulação do joelho⁴⁵.

Contrariamente a um estudo caso-controle anterior que relatou redução da flexão do joelho durante a resposta à carga⁴⁶, a flexão máxima do joelho e a flexão na resposta a carga não mostrou diferença significativa na coorte de DFP deste estudo. Esses resultados equivocados podem ser atribuídos a velocidade de marcha sendo inserida como co-variável durante a análise estatística neste estudo. Nadeau et al.⁴⁶ não relataram ou consideraram a velocidade da marcha em seu estudo. Como outros estudos indicam que a velocidade é geralmente diminuída em indivíduos com DFP⁴⁷, é possível que a flexão reduzida do joelho na coorte de DFP de Nadeau et al.⁴⁶ possa resultar de uma velocidade de marcha reduzida. Essa estratégia compensatória pode reduzir a atividade muscular do quadríceps e posterior a carga articular. A influência da velocidade da marcha na cinemática em indivíduos com DFP e seus possíveis efeitos na dor durante a caminhada requer avaliação.

As possíveis diferenças cinemáticas compensatórias identificadas neste estudo destacam as limitações dos estudos caso-controle para determinar os fatores de risco associados à DFP. O potencial impacto das estratégias compensatórias encontradas em futuros estudo caso-controle pode ser reduzido pela avaliação da marcha em velocidade controlada e buscando alterações específicas mostradas neste estudo.

5.6. Referências

1. Crossley K, Stefanik J, Selfe J, Collins N, Davis I, Powers C 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*. 2016;50(14):839-843.
2. Davis R, Öunpuu S, Tyburski D, Gage J. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*. 1991;10(5):575-587.
3. Powers C. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2010;40(2):42-51.
4. Witvrouw E, Callaghan M, Stefanik J, Noehren B, Bazett-Jones D, Willson J et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *British Journal of Sports Medicine*. 2014;48(6):411-414.
5. Powers, C. M., Bolgla, L. A., Callaghan, M. J., Collins, N. & Sheehan, F. T. Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2012;42, A1-54.
6. Powers CM, Witvrouw E, Davis IS, et al Evidence-based framework for a pathomechanical model of patellofemoral pain: 2017 patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester, UK: part 3Br *J Sports Med* Published Online First: 06 November 2017. doi: 10.1136/bjsports-2017-098717
7. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*. 2010 Oct;20(5):725-30.
8. Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, Goodman A, Ceasar A, Rauh MJ, Divine JG, Hewett TE. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech Bristol, Avon*. 2010.

9. Powers CM, Ward SR, Chen YJ, Chan LD, Terk MR. The effect of bracing on patellofemoral joint stress during free and fast walking. *Am J Sports Med.* 2004 Jan-Feb;32(1):224-31.
10. Salsich G, Perman W. Patellofemoral Joint Contact Area Is Influenced by Tibiofemoral Rotation Alignment in Individuals Who Have Patellofemoral Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 2007;37(9):521-528.
11. Lankhorst N, Bierma-Zeinstra S, van Middelkoop M. Risk Factors for Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 2012;42(2):81-A12.
12. Prins MR, van der Wurff P. Aust J Physiother. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. 2009.
13. Van Cant J, Pineux C, Pitance L, Feipel V. Hip muscle strength and endurance in females with patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *Int J Sports Phys Ther.* 2014 Oct;9(5):564-82.
14. Bley AS, Reis AC, Rabelo NDA, et al. Propulsion phase of the single leg triple hop test in women with patellofemoral pain syndrome: A biomechanical study. *PLoS One.* 2014;9:1–7.
15. Dos Reis AC, Correa JCF, Bley AS, Rabelo ND dos A, Fukuda TY, Lucareli PRG. Kinematic and Kinetic Analysis of the Single-Leg Triple Hop Test in Women With and Without Patellofemoral Pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* outubro de 2015;45(10):799–807.
16. Nakagawa T, Moriya É, Maciel C, Serrão F. Trunk, Pelvis, Hip, and Knee Kinematics, Hip Strength, and Gluteal Muscle Activation During a Single-Leg Squat in Males and Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 2012;42(6):491-501.
17. Willson J, Davis I. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clinical Biomechanics.* 2008;23(2):203-211.
18. Powers C. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 2003;33(11):639-646.

19. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987;9:160–5.
20. Pappas E, Wong-Tom W. Prospective Predictors of Patellofemoral Pain Syndrome. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*. 2012;4(2):115-120.
21. Fukuda TY, Rossetto FM, Magalhães E, et al. Short-Term Effects of Hip Abductors and Lateral Rotators Strengthening in Females With Patellofemoral Pain Syndrome: A Randomized Controlled Clinical Trial. *J Orthop Sports Phys Ther*.2010;40:736-42.
22. Fukuda TY, Melo WP, Zaffalon BM, et al. Hip posterolateral musculature strengthening in sedentary women with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial with 1-year follow-up. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012;42:823-30.
23. Lack, S., Barton, C., Sohan, O., Crossley, K. & Morrissey, D. Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *Br. J. Sports Med*. 2015;49, 1365–1376.
24. Rabelo NDDA, Costa LOP, Lima BM de, Dos Reis AC, Bley AS, Fukuda TY, et al. Adding motor control training to muscle strengthening did not substantially improve the effects on clinical or kinematic outcomes in women with patellofemoral pain: A randomised controlled trial. *Gait Posture*. 18 de agosto de 2017;58:280–6.
25. Santos, T. R.T., Oliveira, B. A., Ocarino, J. M., Holt, K. G. Fonseca, S. T. Effectiveness of hip muscle strengthening in patellofemoral pain syndrome patients: a systematic review. *Braz J Phys Ther*. 2015 May-Jun; 19(3): 167–176.
26. Chappell, J. D. & Limpisvasti, O. Effect of a neuromuscular training program on the kinetics and kinematics of jumping tasks. *Am. J. Sports Med*. 2008;36, 1081–1086.
27. PALMER; HEBRON; WILLIAMS, 2015;
28. Willy RW, Davis IS. The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *J Orthop Sports Phys Ther*. setembro de 2011;41(9):625–32.

29. Barton C, Levinger P, Webster K, Menz H. Walking kinematics individuals with patellofemoral pain syndrome: A case–control study. *Gait & Posture*. 2011;33(2):286-291.
30. Levinger P, Gilleard W. The heel strike transient during walking in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther Sport*. 2005; 6(2):83-8.
31. Paoloni M, Mangone M, Fratocchi G, Murgia M, Saraceni VM, Santilli V. Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: more than a sagittal plane alteration. *J Biomech*. 2010;43(9):1794-8.
32. Powers CM, Heino JG, Rao S, Perry J. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999; 14(10):722-8.
33. Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001; 16(10):906-12.
34. Callaghan MJ, Baltzopoulos V. Gait analysis in patients with anterior knee pain. *Clin Biomech* 1994;9:79–84.
35. Levinger P, Gilleard W. Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. *Gait Posture* 2007;25:2–8.
36. Powers C, Chen P, Reischl S, Perry J. Comparison of Foot Pronation and Lower Extremity Rotation in Persons With and Without Patellofemoral Pain. *Foot & Ankle International*. 2002;23(7):634-640.
37. Blackburn J, Padua D. Sagittal-Plane Trunk Position, Landing Forces, and Quadriceps Electromyographic Activity. *Journal of Athletic Training*. 2009;44(2):174-179.
38. Kadaba M, Ramakrishnan H, Wootten M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990;8(3):383-392.
39. Carson MC, Harrington ME, Thompson N, O'Connor JJ, Theologis TN. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J Biomech*. 2001;34(10):1299-307.

40. Powers CM, Perry J, Hsu A, Hislop HJ. Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function? . . . including commentary by McClay IS and author response. *Phys Ther* 1997;77:1063–78.
41. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:1582–93.
42. McCulloch M, Brunt D, Vander Linden D. The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events during stance. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993;17:1–10.
43. Chiu M-C, Wang M-J. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait Posture* 2007;25:385–92.
44. Riley P, DellaCroce U, Kerrigan D. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait Posture* 2001;14:264–70.
45. Gabriel P. L. A. França, F. J. R., Magalhães M. O. Burkea T. N., Marquesa A. P. Q-angle in patellofemoral pain: relationship with dynamic knee valgus, hip abductor torque, pain and function. *Revista Brasileira Ortopedia* . 2017;5 1(2):181–186
46. Nadeau S, Gravel D, Hebert LJ, Arsenault AB, Lepage Y. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture* 1997;5:21–7.
47. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture* 2009;30:405–16.
48. Redmond A, Crosbie J, Ouvrier R. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics*. 2006;21(1):89-98.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com base nos achados encontrados no artigo I evidenciam que o tempo do ciclo e a porcentagem de apoio simples foram maiores no grupo de DFP em relação ao grupo controle, e também, o comprimento do passo e a velocidade foram menores quando comparados ao grupo saudável.

REFERÊNCIAS

1. Assis, L. A intervenção fisioterapêutica na síndrome da dor femoropatelar nas corridas de rua: uma revisão bibliográfica. *Revista Especialize On-line IPOG*. 2015; 10(1).
2. Lankhorst N, Bierma-Zeinstra S, van Middelkoop M. Risk Factors for Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2012;42(2):81-A12.
3. Reis A. Análise cinética, cinemática e eletromiográfica durante o primeiro salto do triplo hop test em mulheres com a síndrome da dor femoropatelar: uma comparação com mulheres assintomáticas. [mestrado]. Universidade Nove de Julho; 2013.
4. Selfe J, Richards J, Thewlis D, Kilmurray S. The biomechanics of step descent under different treatment modalities used in patellofemoral pain. *Gait & Posture*. 2008;27(2):258-263.
5. Nakagawa T, Moriya É, Maciel C, Serrão F. Trunk, Pelvis, Hip, and Knee Kinematics, Hip Strength, and Gluteal Muscle Activation During a Single-Leg Squat in Males and Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2012;42(6):491-501.
6. Davis R, Öunpuu S, Tyburski D, Gage J. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*. 1991;10(5):575-587.
7. Powers C. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2010;40(2):42-51.
8. Powers C. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2003;33(11):639-646.
9. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A Prospective Investigation of Biomechanical Risk Factors for Patellofemoral Pain Syndrome. *The American Journal of Sports Medicine*. 2009;37(11):2108-2116.
10. Alonso-Vázquez A, Villarroya M, Franco M, Asín J, Calvo B. Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. *Gait & Posture*. 2009;29(2):214-219.

11. Aminaka N, Pietrosimone B, Armstrong C, Meszaros A, Gribble P. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011;21(4):645-651.
12. Witvrouw E, Callaghan M, Stefanik J, Noehren B, Bazett-Jones D, Willson J et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *British Journal of Sports Medicine*. 2014;48(6):411-414.
13. Cook C, Mabry L, Reiman M, Hegedus E. Best tests/clinical findings for screening and diagnosis of patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Physiotherapy*. 2012;98(2):93-100.
14. Pappas E, Wong-Tom W. Prospective Predictors of Patellofemoral Pain Syndrome. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*. 2012;4(2):115-120.
15. Piva S, Fitzgerald K, Irrgang J, Jones S, Hando B, Browder D et al. Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2006;7(1).
16. Magalhães E, Silva A, Sacramento S, Martin R, Fukuda T. Isometric Strength Ratios of the Hip Musculature in Females With Patellofemoral Pain. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2013;27(8):2165-2170.
17. Lima B. Análise da dor, capacidade funcional, força e cinemática do pé em mulheres com Síndrome da Dor Femoropatelar submetidas a dois tipos de tratamento. [mestrado]. Universidade Nove de Julho; 2014.
18. Barton C, Levinger P, Menz H, Webster K. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *Gait & Posture*. 2009;30(4):405-416.
19. Barton C, Levinger P, Webster K, Menz H. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: A case-control study. *Gait & Posture*. 2011;33(2):286-291.
20. Claudon B, Poussel M, Billon-Grumillier C, Beyaert C, Paysant J. Knee kinetic pattern during gait and anterior knee pain before and after rehabilitation in patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait & Posture*. 2012;36(1):139-143.
21. Enoka R. Bases neuromecânicas da cinesiologia. São Paulo: Manole; 2000.

22. Curtis D, Bencke J, Stebbins J, Stansfield B. Intra-rater repeatability of the Oxford foot model in healthy children in different stages of the foot roll over process during gait. *Gait & Posture*. 2009;30(1):118-121.
23. Damavandi M, Dixon P, Pearsall D. Kinematic adaptations of the hindfoot, forefoot, and hallux during cross-slope walking. *Gait & Posture*. 2010;32(3):411-415.
24. McKenzie K, Galea V, Wessel J, Pierrynowski M. Lower Extremity Kinematics of Females With Patellofemoral Pain Syndrome While Stair Stepping. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2010;40(10):625-632.
25. Salsich G, Long-Rossi F. Do females with patellofemoral pain have abnormal hip and knee kinematics during gait?. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2010;26(3):150-159.
26. Willson J, Davis I. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clinical Biomechanics*. 2008;23(2):203-211.
27. Bolgla L, Malone T, Umberger B, Uhl T. Hip Strength and Hip and Knee Kinematics During Stair Descent in Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2008;38(1):12-18.
28. Dierks T, Manal K, Hamill J, Davis I. Lower Extremity Kinematics in Runners with Patellofemoral Pain during a Prolonged Run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2011;43(4):693-700.
29. Paoloni M, Mangone M, Fracocchi G, Murgia M, Maria Saraceni V, Santilli V. Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: More than a sagittal plane alteration. *Journal of Biomechanics*. 2010;43(9):1794-1798.
30. Arazpour M, FATEME B, ATEFEH A, SEYED T N, ARDESHIR A, HAMIDREZA A. The Effect of Patellofemoral Pain Syndrome on Gait Parameters: A Literature Review *Arch Bone Jt Surg*. 2016; 4(4): 298-306.
31. Blackburn J, Padua D. Sagittal-Plane Trunk Position, Landing Forces, and Quadriceps Electromyographic Activity. *Journal of Athletic Training*. 2009;44(2):174-179.

32. Tomee J, Koeter G, Hiemstra P, Kauffman H. Secretory leukoprotease inhibitor: a native antimicrobial protein presenting a new therapeutic option?. *Thorax*. 1998;53(2):114-116.
33. Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*. 1995;10(4):171-178.
34. VICON. Plug-in-Gait modelling instructions. Manual, Vicon® 612 Motion Systems; 2002.
35. Kadaba M, Ramakrishnan H, Wootten M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990;8(3):383-392.
36. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*. 2002;35(4):543-548.
37. Kontaxis A, Cutti A, Johnson G, Veeger H. A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics*. 2009;24(3):246-253.
38. Schache A, Baker R, Lamoreux L. Defining the knee joint flexion–extension axis for purposes of quantitative gait analysis: An evaluation of methods. *Gait & Posture*. 2006;24(1):100-109.
39. Schwartz M, Rozumalski A. The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait & Posture*. 2008;28(3):351-357.
40. Willson JD1, Sharpee R2, Meardon SA3, Kernozek TW2. Effects of step length on patellofemoral joint stress in female runners with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014 Mar;29(3):243-7.
41. Brian Noehren*,a, Michael B. Pohlb, Zack Sanchez, Tom Cunningham, and Christian Lattermann. Proximal and Distal Kinematics in Female Runners with Patellofemoral Pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012 May ; 27(4): 366–371
42. Aliberti S1, Costa Mde S, Passaro Ade C, Arnone AC, Hirata R, Sacco IC. : Influence of patellofemoral pain syndrome on plantar pressure in the foot rollover process during gait. *Clinics (Sao Paulo)*. 2011.

43. Barton CJ¹, Munteanu SE, Menz HB, Crossley KM. The efficacy of foot orthoses in the treatment of individuals with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Sports Med.* 2010 May 1;40(5):377-95.
44. Souza RB¹, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009 Jan;39(1):12-9.
45. Dierks T, Manal K, Hamill J, Davis I. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:448-456.
46. Noehren B., Pohl MB., Sanchez Z., Cunningham C. Proximal and Distal Kinematics in Female Runners with Patellofemoral Pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012 May;27(4):366-71
47. Levinger P, Gilleard W. The heel strike transient during walking in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther Sport.* 2005; 6(2):83-8.
48. Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001; 16(10):906-12.
49. Powers CM, Heino JG, Rao S, Perry J. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999; 14(10):722-8.
50. Powers CM, Perry J, Hsu A, Hislop HJ. Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function?. . . including commentary by McClay IS and author response. *Phys Ther* 1997;77:1063–78.
51. Nadeau S, Gravel D, Hebert LJ, Arsenault AB, Lepage Y. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture* 1997;5:21–7.

ANEXOS

ANEXO I - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nome: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ CEP: _____

Telefone: _____

E-mail: _____

As Informações contidas neste prontuário foram fornecidas por **Alessandra Cabreira Dias** (Aluna do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE) sob orientação do prof. **Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli**, objetivando firmar acordo escrito mediante o qual, o participante da pesquisa autoriza sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1. Título do Trabalho: “A análise cinemática da marcha de mulheres com dor femoropatelar”.

2. Objetivo: Comparar a cinemática angular do tronco, pelve, quadril e tornozelo com mulheres com dor femoropatelar e assintomáticas.

3. Justificativa: Estudos revelam que a SDFP apresenta uma elevada incidência e compromete seriamente o cotidiano dos indivíduos com essa doença. Frequentemente a SDFP é diagnosticada em indivíduos com faixa etária compreendida entre 10 e 35 anos de idade e atinge de 2 a 3 vezes mais as mulheres do que os homens. Alguns estudos realizados ressaltam que não há consenso sobre o diagnóstico e as alterações encontradas em indivíduos com SDFP, entende-se que isso seja reflexo da etiologia multifatorial da doença. As prováveis causas podem ser sobrecarga, problemas biomecânicos e disfunção muscular. Sendo assim, este estudo faz-se importante para fornecer medidas precisas para o diagnóstico de SDFP, a fim de padronizar os métodos que devem ser utilizados, proporcionando embasamento científico para o processo de reabilitação e planejamento terapêutico.

4. Experimento: Será selecionado 150 mulheres, com idades entre 18 e 45 anos, sedentárias ou que não pratiquem atividade física regular nos últimos 6 meses. As participantes serão divididas em 2 grupos de igual número; grupo femoropatelar (GF), composta de mulheres com síndrome da dor femoropatelar e grupo controle (GC): composta de mulheres saudáveis. O GF deverá apresentar dor anterior no joelho, sendo no joelho dominante (membro inferior determinado pela preferência por chutar uma bola) ou nos dois, por um período mínimo de 3 meses em pelo menos duas das seguintes atividades: ficar sentado por tempo prolongado, subir ou descer escadas, agachar, ajoelhar, correr e saltar. Apresentar dor de intensidade mínima em 3 centímetros, numa escala visual pontuada entre 0 e 10 centímetros e a dor não ter relação com traumas anteriores. Nenhuma outra doença, lesão ou cirurgia prévia o voluntário pode apresentar nos membros inferiores e/ou tronco, inclusive doenças cardíacas ou

fazendo uso de medicamentos. O GF deverá ainda responder um questionário com 13 perguntas sobre o estado funcional do joelho, o qual determina através de uma pontuação de 0 a 100 o estado de função que o joelho se encontra diante da patologia em questão. O GC controle deve ser constituído de pessoas saudáveis, sem referência a qualquer sintoma, patologia, lesão ou cirurgias prévias. O uso de medicamentos em até quinze dias antes das avaliações e uma diferença de até 1 centímetro no comprimento dos membros inferiores exclui o participante do estudo.

As voluntárias deverão utilizar short e top para colocação, sob a pele, de pequenas esferas de plástico recobertas de uma fita reflexiva, os quais serão afixados com fita adesiva dupla-face hipoalergênica em 18 pontos ósseos no corpo (nos ombros, coluna, quadris, coxa, joelho, perna e pés, em ambos lados). Posteriormente deverão andar em uma pista de aproximadamente 6 metros por no mínimo 6 vezes para a aquisição das informações. Todos os dados serão captados pelo computador e armazenados para posterior análise. Toda a coleta deverá durar em torno de 1 hora e 30 minutos aproximadamente.

5. Desconforto ou Riscos Esperados: As voluntárias do estudo serão submetidas a riscos mínimos durante o período experimental, podendo ocorrer desconforto no momento da avaliação. A pesquisa será interrompida e a voluntária será excluída do estudo caso ocorra qualquer sensação de dor ou desconforto anormal durante os saltos, com aumento dos sintomas maior que 2 pontos quando avaliados na escala visual analógica de dor, e, neste caso, a voluntária será encaminhada para tratamento na clínica de fisioterapia desta mesma instituição. Os dados serão coletados através de esferas fixados à pele por fita adesiva, sendo esta hipoalérgica. Caso ocorra qualquer tipo de reação alérgica, a coleta será interrompida e a voluntária será encaminhada a um serviço médico mais próximo. Caso a voluntária, ainda assim, venha a se sentir constrangida, ela poderá deixar de realizar o estudo sem qualquer prejuízo pessoal ou moral. O risco de queda durante o andar não deve ser descartado, sendo que na ocorrência desta, a coleta será interrompida e a voluntária será encaminhada a um serviço médico mais próximo para avaliação de eventuais lesões e, então será encaminhada para um serviço médico especializado.

6. Informações: A participante tem garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa. Também os pesquisadores supracitados assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando.

7. Métodos Alternativos Existentes: Não serão aplicados.

8. Retirada do Consentimento: A participante tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo sem qualquer prejuízo pessoal ou moral.

9. Aspecto Legal: Este estudo foi elaborado de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução n.º 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF.

10. Garantia do Sigilo: Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

11. Formas de Ressarcimento das Despesas decorrentes da Participação

na Pesquisa: Serão ressarcidas despesas com eventuais deslocamentos.

12. Local da Pesquisa: Clínica de Fisioterapia da UNINOVE, localizada na Rua Professora Maria José Barone Fernandes, nº 300 - Vila Maria - São Paulo – SP / CEP 02117-020. Telefone: (11) 2633-9301 e Laboratório de Análise de Movimento do Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise do Movimento Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da mesma instituição, localizado na Rua Professora Maria José Barone Fernandes, nº 300 – Vila Maria – São Paulo – SP / CEP 02117-020. Telefone: (11) 2633-9301/9302.

Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Uninove: Rua Vergueiro nº 235/249 3º subsolo – Liberdade – São Paulo – SP/ CEP 01504-001. Telefone: (11) 3385-9197.

13. Telefones dos Pesquisadores para Contato: Alesandra Cabreira Dias (93) 992384088 e Prof. Dr. Paulo R. G. Lucareli (11) 33859122.

14. Consentimento Pós-Informação:

Eu, _____, após leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que a minha participação é voluntária, e que poderei sair a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confirmando que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo no meio científico.

* Não assine este termo se ainda tiver alguma dúvida a respeito.

São Paulo, de de 2016.

Nome do responsável (por extenso): _____

Assinatura: _____

1ª via: Instituição

2ª via: Voluntário

ANEXO II- Anterior Knee Pain Scale (AKPS)

Questionário de avaliação subjetiva de sintomas e limitações funcionais de pacientes com disfunção femoropatelar – *Anterior Knee Pain Scale* (AKPS)

Adaptado de: [Kujala UM, Jaakkola LH, Koskinen SK, Taimela S, Hurme M, Nelimarkka O. Scoring of Patellofemoral Disorders. J Arthrosc Rel Surg. 1993;9\(2\):159-83.](#)

Nome:

Idade:

Tempo dos sintomas: () mais de 6 meses

Dominância: () direito () esquerdo

Joelho acometido: () D () E

Lesões ou cirurgias em MMII ou coluna: () sim () não

- 1- Claudicação:**
- a) Nenhum (5)
 - b) Fraco ou periódico (3)
 - c) Constante (0)
- 2- Sustentação:**
- a) Sustentação total sem dor (5)
 - b) Doloroso (3)
 - c) Com carga é impossível (0)
- 3- Andar:**
- a) Sem limite (5)
 - b) Consegue andar mais que 2 Km (3)
 - c) Anda de 1 a 2 Km sem dor (2)
 - d) Inapto (0)
- 4- Escadas**
- a) Sem dificuldade (10)
 - b) Dor pequena ao descer (8)
 - c) Dor tanto ao descer e ao subir (5)
 - d) Inapto (0)
- 5- Agachamento**
- a) Sem dificuldade (5)
 - b) Agachamento repetitivo doloroso (4)
 - c) Doloroso em cada tempo (3)
 - d) Possível com sustentação de peso parcial (2)
 - e) Inapto (0)
- 6- Correndo**
- a) Sem dificuldades (10)
 - b) Dor após correr mais de 2 Km (8)
 - c) Dor leve após início (6)
 - d) Dor severa (3)
 - e) Inapto (0)
- 7- Pular**
- a) Sem dificuldades (10)
 - b) Pouca dificuldade (7)
 - c) Dor constante (2)
 - d) Inapto (0)
- 8- Sentar prolongadamente com flexão dos joelhos**
- a) Sem dificuldades (10)
 - b) Dor após exercício (8)
 - c) Dor constante (6)
 - d) A dor força a extensão do joelho(s) temporariamente (4)
 - e) Inapto (0)
- 9- Dor**
- a) Nenhuma (10)
 - b) Pouca e ocasional (8)
 - c) Interfere com o sono (6)
 - d) Ocasionalmente severa (3)
 - e) Constante e severa (0)
- 10- Edema**
- a) Nenhum (10)
 - b) Após exercícios severos (8)
 - c) Após atividades diárias (6)
 - d) Toda noite (4)
 - e) Constante (0)
- 11- Dor anormal aos movimentos patelares (subluxação)**
- a) Nenhum (10)
 - b) Ocasionalmente em atividades esportivas (8)
 - c) Ocasionalmente em atividades diárias (4)
 - d) Ao menos um deslocamento documentado (2)
 - e) Mais de 2 deslocamentos (0)
- 12- Atrofia ou rigidez**
- a) Nenhum (5)
 - b) Leve (3)
 - c) Severa (0)
- 13- Deficiência em flexão**
- a) Nenhum (5)
 - b) Pouca (3)
 - c) Severa (0)

ANEXO III - Descrição do protocolo de medidas antropométricas

DESCRIÇÃO DEMOGRÁFICA

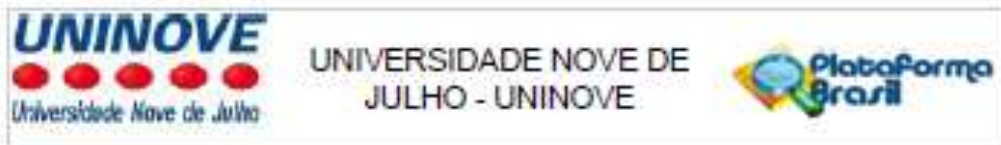
DATA:		
NOME:		
IDADE:	DATA NASC.:	
GÊNERO:	M ()	F ()
RAÇA:		
ESCOLARIDADE:		
PESO:	ALTURA:	IMC:
QUEDAS (5 SEM)		

MEDIDAS	DESCRIÇÃO
Espinha ilíaca antero-superior	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a distância horizontal entre as espinhas ilíacas antero-superiores
Comprimento do membro inferior	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização de uma trena, verifica-se a distância vertical entre a espinha ilíaca Antero-superior e o maléolo medial
Diâmetro do joelho	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a largura máxima do joelho fornecida através da distância entre os epicôndilos femorais.
Diâmetro do tornozelo	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a distância máxima entre o maléolo medial e lateral.
TorçãoTibial	Voluntário em decúbito ventral. Com a utilização do goniômetro, posiciona-se uma das hastes alinhada ao eixo transmaleolar, apoiando à planta do pé. A outra haste deve ser alinhada ao eixo axial do fêmur, que interliga a cabeça do

	femur ao centro articular do joelho – ponto médio entre os epicôndilos.
--	---

	LADO ESQUERO	LADO DIREITO
DISTÂNCIA EIAS		
COMPRIMENTO MMII		
DIÂMETRO DO JOELHO		
DIÂMETRO DO TORNOZELO		
TORÇÃO TIBIAL		

Anexo IV – Aprovação Comitê de Ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise cinemática da marcha de mulheres com dor femoropatelar

Pesquisador: Paulo Roberto Garcia Lucarelli

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 62204316.1.0000.5511

Instituição Proponente: ASSOCIACAO EDUCACIONAL NOVE DE JULHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.912.221

Apresentação do Projeto:

De etiologia multifatorial, a DFP é uma das disfunções mais frequentes no joelho, durante atividade funcionais como agachar, subir e descer escadas entre outras, chegando a caracterizar 25% de todas lesões do joelho. Sendo assim o objetivo desse estudo será comparar a cinemática tridimensional da marcha de mulheres com dor femoropatelar e assintomáticas, totalizando 150 mulheres fisicamente ativas, que serão distribuídas em dois grupos: grupo femoropatelar (GF), 100 mulheres com DFP e (GC), composto por 50 mulheres de mesmas características antropométricas, mas assintomáticas em relação à dor no joelho, com faixa etária de 18 a 40 anos. A cada participante ser solicitado dados clínicos, no caso das mulheres sintomáticas, será questionado ainda sobre o tempo que apresentam os sintomas, e intensidade da dor através da escala visual (EVA) e um questionário de dor anterior no joelho (AKPS). Para os dados antropométricos serão submetidos ao protocolo de mensuração antropométricas necessárias para realização do exame tridimensional. A avaliação será realizada através de câmeras de infravermelho. A reconstrução e o processamento dos dados será usado como referência do modelo biomecânico Plug-in-Gait. Através dos dados cinemáticos, será extraído índices de desvio da marcha (GDI), classificação do perfil da marcha (GPS) e pontuação da marcha (GVS). Após determinarmos se as variáveis estudadas apresentam

Endereço: VERQUEIRO nº 238249

Bairro: LIBERDADE

CEP: 01.504-001

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3385-0197

E-mail: comitedeetica@uninove.br



UNIVERSIDADE NOVE DE
JULHO - UNINOVE



Continuação do Parecer: 1.912.201

distribuição paramétrica faremos comparações entre elas usando a análise multivariada da variância ou o teste de Mann Whitney. Para as análises será utilizado o software estatístico SPSS (Statistical Package for Social Science) versão 15.0 para Windows e será adotado valor de $p < 0,05$ como estatisticamente significante.

Objetivo da Pesquisa:

- Comparar a cinemática tridimensional da marcha de mulheres com dor femoropatelar e assintomáticas.

Objetivo Secundário:

- Comparar a cinemática linear e angular da marcha de mulheres com dor femoropatelar e assintomáticas.
- Calcular e comparar os índices de marcha: Gait Profile Score e Movement Deviation Profile de mulheres com dor femoropatelar e assintomáticas.
- Calcular a diferença minimamente significativa para os índices Gait Profile Score e Movement Deviation Profile de mulheres com dor femoropatelar.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Apesar de improvável, os pacientes poderão apresentar risco de queda. No entanto, como parte do protocolo do laboratório de análise do movimento da Uninove, todos serão supervisionados pela pesquisadora que estará em pé ao lado do paciente, e caso o mesmo apresente algum tipo de mal-estar, será interrompida a avaliação imediatamente.

Benefícios: Os pacientes poderão se beneficiar com os resultados do exame uma vez que o mesmo verificará se há alteração da marcha em decorrência da dor femoropatelar.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa é relevante.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos foram adequadamente apresentados.

Recomendações:

No TCLE há referência a resolução 196, sendo que o pesquisador deverá substituir pela resolução 466/12.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais e critério do CEP:

Para início da coleta dos dados, o pesquisador deverá se apresentar na mesma instância que

Endereço: VERGUEIRO nº 235248

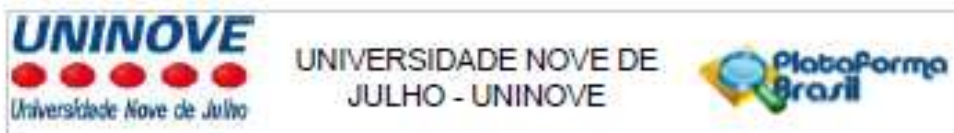
Bairro: LIBERDADE

CEP: 01504-001

UF: SP Município: SAO PAULO

Telefone: (11) 3385-0197

E-mail: comtedeticos@uninove.br



Continuação do Parecer: 1.812.221

autorizou a realização do estudo (Coordenadora, Supervisão, SMS/Gab, etc). O sujeito de pesquisa (ou seu representante) e o pesquisador responsável deverão rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE apondo sua assinatura na última página do referido Termo, conforme Carta Circular no 003/2011 da CONEP/CNS. Salientamos que o pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado. Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Lembramos que esta modificação necessitará de aprovação ética do CEP antes de ser implementada.

Ao pesquisador cabe manter em arquivo, sob sua guarda, por 5 anos, os dados da pesquisa, contendo fichas individuais e todos os demais documentos recomendados pelo CEP (Res. CNS 466/2012). De acordo com a Res. CNS 196, IX.2.c, o pesquisador deve apresentar a este CEP/SMS os relatórios semestrais. O relatório final deverá ser enviado através da Plataforma Brasil, ícone Notificação. Uma cópia digital (CD/DVD) do projeto finalizado deverá ser enviada à instância que autorizou a realização do estudo, via correio ou entregue pessoalmente, logo que o mesmo estiver concluído.

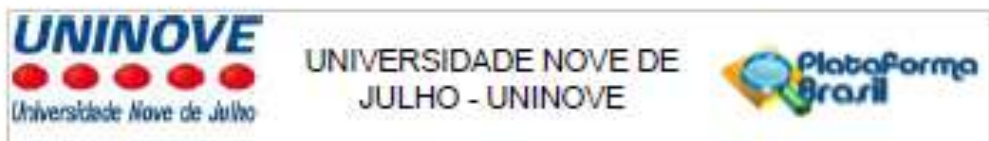
Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_813828.pdf	23/01/2017 10:23:33		Acelto
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Compilado.docx	23/01/2017 10:23:08	Paulo Roberto Garcia Lucareli	Acelto
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	tcle.pdf	31/10/2016 16:03:58	Paulo Roberto Garcia Lucareli	Acelto
Folha de Rosto	folha.pdf	31/10/2016 16:00:45	Paulo Roberto Garcia Lucareli	Acelto

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:
Não

Endereço: VERGUEIRO nº 235249
Bairro: LIBERDADE CEP: 01.504-001
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11)3385-9197 E-mail: comitedeetica@uninove.br



Continuação do Parecer: 1.812.201

SÃO PAULO, 08 de Fevereiro de 2017.

Assinado por:
Andrey Jorge Serra
(Coordenador)

Endereço: VERGUEIRO nº 235249
Bairro: LIBERDADE CEP: 01.504-001
UF: SP Município: SÃO PAULO
Telefone: (11)3385-9197 E-mail: cont@desfics@uninove.br