

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

ALINE DE ALMEIDA NOVELLO

ANÁLISE CINEMÁTICA COMPARATIVA E DISCRIMINATÓRIA
DOS FATORES PROXIMAIS, LOCAIS E DISTAIS DURANTE AS
SUBFASES DO APOIO NA DESCIDA DE ESCADAS ENTRE
MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR E
ASSINTOMÁTICAS.

São Paulo, SP

2016

ALINE DE ALMEIDA NOVELLO

**ANÁLISE CINEMÁTICA COMPARATIVA E DISCRIMINATÓRIA
DOS FATORES PROXIMAIS, LOCAIS E DISTAIS DURANTE AS
SUBFASES DO APOIO NA DESCIDA DE ESCADAS ENTRE
MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR E
ASSINTOMÁTICAS.**

Dissertação de mestrado
apresentada à Universidade Nove
de Julho para obtenção do título de
Mestre em Ciências da
Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto
Garcia Lucareli

São Paulo, SP

2016

Novello, Aline de Almeida.

Análise cinemática comparativa e discriminatória dos fatores proximais, locais e distais durante as subfases do apoio na descida de escadas entre mulheres com dor femoropatelar e assintomáticas. /

Aline de Almeida Novello. 2016.

77 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2016.

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

1. Joelho. **2.** Cinemática. **3.** Síndrome da dor femoropatelar.

I. Lucareli, Paulo Roberto Garcia. **II.** Título

CDU 615.8

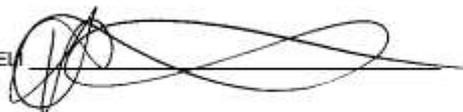
São Paulo, 13 de dezembro de 2016.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno(a): Aline de Almeida Novello

Título da Dissertação: "Análise cinemática comparativa e discriminatória dos fatores proximais, locais e distais durante as subfases do apoio na descida de escadas entre mulheres com dor femoropatelar e assintomáticas".

Presidente: PROF. DR. PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELI



Membro: PROFA. DRA. DANIELA APARECIDA BIASOTTO GONZALEZ



Membro: PROF. DR. FABIO VIADANNA SERRÃO



DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Marco Antonio e Soraya, por sempre terem me incentivado a estudar e alcançar meus objetivos, por todas as condições que me proporcionaram para que eu pudesse realizar esse sonho, e por toda a paciência, amor e carinho que me sempre me dedicaram.

Ao meu noivo André Correa pela paciência, compreensão e por todo o auxílio nesses últimos dois anos, imprescindíveis para que eu pudesse finalizar o meu trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus por permitir a realização desse sonho.

Aos meus pais, por todo o amor, carinho, dedicação, incentivo e por não medirem esforços para me ajudar a atingir meus objetivos.

Ao meu noivo André por toda a ajuda prestada nos últimos anos, pelo amor, incentivo e paciência.

Ao professor Paulo Roberto Garcia Lucareli por não medir esforços para me orientar, pelos ensinamentos diários e pela contribuição para a minha vida profissional e pessoal. Pela paciência e compreensão e também pelo excelente convívio diário nos últimos dois anos. Sempre será um espelho de pesquisador.

Aos meus companheiros de laboratório Nayra Rabelo, por compartilhar seus conhecimentos, pelo companheirismo, parceria e pelo auxílio imprescindível para a conclusão do meu mestrado, e Amir Curcio, pela parceria, pela confiança e por ter me aberto as portas, sem vocês não teria chegado até aqui.

Aos meus colegas de laboratório Fernanda Colella, André Nogueira, Diogo Magalhães, André Bley e Luciana Barcala pela ótima convivência, e por terem contribuído de alguma forma para a conclusão do meu trabalho.

À aluna de iniciação científica Letícia Delgado, por toda a dedicação e auxílio prestados nos últimos anos.

Aos professores Daniela Biasotto e Fabiano Politti pelo apoio e por todas as considerações realizadas, além da excelente convivência.

A todas as amigas, amigos e familiares que sempre me incentivaram - torceram por mim.

A todas as voluntárias do estudo que concordaram em participar deste trabalho.

À Universidade Nove de Julho, por possibilitar a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

PREFÁCIO

Essa dissertação de mestrado aborda o tema referente à dor femoropatelar em mulheres fisicamente ativas. A Universidade Nove de Julho possui algumas regras específicas para a elaboração da defesa da tese que, para melhor entendimento da banca, será explicada durante esse prefácio. Segundo essas regras o aluno deve dividir a dissertação em três capítulos: 1 - Contextualização; 2 - Métodos e 3 - Resultados.

No primeiro capítulo é apresentado um panorama geral da literatura a respeito do assunto abordado. No nosso caso foi abordado a etiologia da dor femoropatelar, assim como a sua incidência, achados referentes à cinemática durante a descida de escadas e algumas perguntas que ainda não estão totalmente respondidas na literatura. Ao final desse capítulo são apresentados, ainda, os objetivos dessa tese que, segundo as regras da Universidade, devem ser respondidos em forma de artigo.

No segundo capítulo são apresentados os métodos utilizados para o desenvolvimento do trabalho.

O terceiro e último capítulo, os resultados, deve ser o artigo escrito durante a formação do aluno dentro da Universidade. Após as considerações da banca serão submetidos à uma revisa de alto impacto na área, tão logo as considerações e as correções do aluno forem feitas.

RESUMO

As evidências encontradas na literatura são inconsistentes e não há consenso sobre as alterações cinemáticas em mulheres com dor femoropatelar (DFP) durante a descida de escadas. Além disso, não há estudos que tenham avaliado a cinemática tridimensional do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo, utilizando um modelo multissegmentar do pé, simultaneamente durante esta tarefa em pacientes com DFP e que tenha avaliado separadamente as subfases da descida de escadas. Portanto, os objetivos deste estudo foram comparar a cinemática tridimensional do tronco, pelve, e membros inferiores em diferentes subfases da descida de escadas e identificar a capacidade discriminatória das variáveis cinemáticas entre mulheres com DFP e saudáveis nesta tarefa. Neste estudo transversal trinta e quatro mulheres com DFP (grupo DFP) e trinta e quatro mulheres sem dor (grupo controle) entre 18 e 35 anos foram submetidas à avaliação cinemática durante a descida de escadas. Foi observado que diferenças cinemáticas entre os grupos ocorreram somente na fase de primeiro duplo apoio da descida de escadas, sendo que as variáveis de rotação interna do retropé em relação à tibia no contato inicial, a queda contralateral da pelve na resposta à carga, a amplitude de rotação externa do retropé em relação à tibia e de dorsiflexão do antepé em relação ao retropé foram as variáveis que apresentaram melhor capacidade de discriminar mulheres com e sem DFP. Sendo assim, nossos resultados proporcionaram maior entendimento da cinemática do tronco, pelve e membros inferiores em diferentes subfases do apoio na descida de escadas em mulheres com DFP.

Palavras-chave: Joelho, Cinemática, Síndrome da dor femoropatelar.

ABSTRACT

Evidences found in the literature are inconsistent and there is no consensus about the kinematic differences performed by women with patellofemoral pain (PFP) during stair descent, and there are no studies that have evaluated the tridimensional kinematics of the trunk, pelvis, hip, knee and ankle using a multisegmental model of the foot, simultaneously during this task in patients with PFP and evaluated separately the sub phases of stair descent. Therefore, the aim of this study was to compare the tridimensional kinematics of the trunk, pelvis and lower limbs in different sub phases of stair descent and identify the discriminatory capability of the kinematic variables among PFP and healthy women during this task. In this cross-sectional study, thirty-four women with PFP (PFP group) and thirty-four painless women (control group) between 18 and 35 years-old underwent kinematic evaluation during the stair descent. It was observed that kinematic differences between groups occurred only in the first double support phase of the stair descent and the variables of internal rotation of the hindfoot in relation to the tibia in the initial contact, the contralateral pelvic drop in the load-response, external rotation range of motion of the hindfoot in relation to the tibia and dorsiflexion of the forefoot in relation to the hindfoot were the variables that presented the best capacity to discriminate women with and without PFP. Therefore, our results provided a better understanding of the trunk, pelvis and lower limbs kinematics in different subphases of the support phase of stair descent in women with PFP.

Keywords: Knee, Kinematics, Patellofemoral pain syndrome.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELA E QUADROS.....	12
LISTA DE FIGURAS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS.....	14
1. Contextualização.....	16
1.1 Fundamentação Teórica.....	16
1.2 Justificativa	20
2. Objetivos.....	20
2.1 Objetivo Geral.....	20
3. Método.....	21
3.1 Tipo de Estudo	21
3.2 Local de Estudo	21
3.3 Comitê de Ética e Pesquisa.....	21
3.4 Participantes.....	22
3.4.1 Critérios de Inclusão	22
3.4.2 Critérios de Exclusão	22
3.5 Procedimentos	22
3.5.1 Avaliação Inicial e Dados antropométricos.....	22
3.5.2 <i>Anterior Knee Pain Scale –AKPS e Numerical Pain Rating Scale –</i> <i>NPRS</i>	23
3.6 Análise Cinemática	24
3.6.1 Calibração do Equipamento	24
3.6.2 Preparação dos sujeitos	25
3.6.3 Colocação dos marcadores	25
3.6.4 Descrição da tarefa.....	29
3.6.5 Processamento dos dados da Cinemática	29
3.7 Análise Estatística	32

4. Resultados da presente dissertação apresentados em formato de artigo.	33
1.Introdução	35
2. Métodos	37
2.1 Participantes	37
2.2 Procedimento	37
2.3 Análise Cinemática	38
2.4 Análise dos Dados	39
2.5 Análise Estatística	40
3. Resultados.....	41
3.1 Cinemática na fase de primeiro duplo apoio.....	41
3.2 Cinemática na fase de apoio simples	42
3.3 Cinemática na fase de segundo duplo apoio	42
3.4 Capacidade Discriminatória.....	43
4. Discussão	43
5. Conclusão.....	48
6. Referências Artigo	49
7. Anexos	54
5. Referências Dissertação.....	59
6. Anexos	65
ANEXO 1 - PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP	65
ANEXO 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	68
ANEXO 3 - Ficha de Avaliação	72
ANEXO 4 - Foot Posture Index.....	75
ANEXO 5 - Anterior Knee Pain Scale.....	76
ANEXO 6 – Numerical Pain Rating Scale	77

LISTA DE TABELA E QUADROS

Tabela 1. Dados demográficos da amostra.....	54
Tabela 2. Variáveis cinemáticas no contato inicial, resposta à carga e amplitude de movimento durante o primeiro duplo apoio em mulheres com DFP e saudáveis durante a descida de escadas.....	55
Tabela 3. Valor mínimo, valor máximo e amplitude de movimento das variáveis cinemáticas durante o apoio simples em mulheres com DFP e saudáveis durante a descida de escadas.....	56
Tabela 4. Valor mínimo, valor máximo e amplitude de movimento das variáveis cinemáticas durante o segundo duplo apoio em mulheres com DFP e saudáveis durante a descida de escadas.....	57
Tabela 5. Valores de sensibilidade e especificidade, ponto de corte e área sob a curva.....	58

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Fases e subfases da descida de escadas.....	19
Figura 2. Identificação e localização dos marcadores utilizados na coleta (vista anterior e posterior).....	26
Figura 3. Identificação e localização dos marcadores utilizados na coleta (vista anterior e lateral da perna).....	27
Figura 4. Identificação e localização dos marcadores utilizados na coleta (vista superior e lateral do pé).....	27
Figura 5. Divisão do calcâneo para a colocação dos marcadores do retropé..	28
Figura 6. Utilização do laser para alinhamento dos marcadores.....	29
Figura 7. Gráfico do joelho no plano sagital representando a fase do primeiro duplo apoio, apoio simples e segundo duplo apoio da descida de escadas.....	31

LISTA DE ABREVIATURAS

AKPS: *Anterior knee pain scale* (Escala de dor anterior do joelho)

C7: Sétimo processo espinhoso cervical

CLAV: Clavicle

COEP: Comitê de ética e pesquisa

DFP: Dor Femoropatelar

DP: Desvio padrão

EIAS: Espinha ilíaca antero-superior

FPI: *Foot Posture Index*

GC: Grupo Controle

IMC: Índice de massa corpórea

LANK: *Left Ankle*

LASI: *Left anterior spine iliac*

LCPG: *Left Posterior End of the calcaneus*

LD1M: *Left 1st Metatarsal distal medial*

LD5M: *5th Metatarsal distal lateral*

LEDs: *Light-emitting diode*

LHEE: *Left Heel*

LHEE: *Left Heel*

LHFB: *Left Lateral head of fibula*

LHLX: *Left Hallux*

LKNE: *Left Knee*

LLCA: *Left Lateral Calcaneus*

LMMA: *Left Medial Malleoli*

LP1M: *Left 1st Metatarsal proximal dorsal*

LP5M: *5th Metatarsal proximal lateral*

LPCA: *Left Posterior calcaneus proximal*

LPSI: *Left posterior spine iliac*

LSHN: *Left Anterior aspect of the shin*

LSHO: *Left Shoulder*

LSTL: *Left Sustaniculum Tali*

LTHI: *Left Thigh*

LTHI1: *Left Thigh 1*
LTIB: *Left Tibia*
LTOE: *Left Toe*
LTOE: *Left Toe*
LTUB: *Left Tibial tuberosity*
MANOVA: *Multivariate Analysis of Variance*
MMII: *Membros inferiores*
NPRS: *Numerical Pain Rating Scale*
RANK: *Right Ankle*
RASI: *Right anterior spine iliac*
RBACK: *Right Back*
RCPG: *Right Posterior End of the calcaneus*
RD1M: *Right 1st Metatarsal distal medial*
RD5M: *5th Metatarsal distal lateral*
RHEE: *Right Heel*
RHFB: *Right Lateral head of fibula*
RHLX: *Right Hallux*
RKNE: *Right Knee*
RLCA: *Right Lateral Calcaneus*
RMMA: *Right Medial Malleoli*
RP1M: *Right 1st Metatarsal proximal dorsal*
RP5M: *5th Metatarsal proximal lateral*
RPCA: *Right Posterior calcaneus proximal*
RPSI: *Right posterior spine iliac*
RSHN: *Right Anterior aspect of the shin*
RSHO: *Right Shoulder*
RSTL: *Right Sustaniculum Tali*
RTHI: *Right Thigh*
RTHI1: *Right Thigh 1*
RTIB: *Right Tibia*
RTOE: *Right Toe*
RTUB: *Right Tibial tuberosity*
SDFP: *Síndrome da dor femoropatelar*
SDT: *Step Down Test*

SPSS: *Statistical Package for the Social Sciences*

STR: Sternum

T10: Décimo processo espinhoso torácico

TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UNINOVE: Universidade Nove de Julho

VMO: Vasto medial oblíquo

1. Contextualização

1.1 Fundamentação Teórica

A dor femoropatelar (DFP) corresponde a 25-40% das lesões que acometem o joelho no esporte. (1) É comumente observada em indivíduos jovens e ativos e sua incidência é 2.23 vezes maior nas mulheres. (2) Além disso, tem importante impacto na redução da prática esportiva, atividade física e atividades relacionadas ao trabalho, além da possibilidade de persistir por muitos anos, e por consequência influenciar na qualidade de vida dos indivíduos. (3-6) A DFP é uma desordem musculoesquelética caracterizada por dor anterior difusa no joelho, agravada por atividades como agachar, saltar, subir e descer escadas, permanecer sentado por tempo prolongado e movimentos repetitivos como a corrida. (1)

Apesar da etiologia da DFP ser multifatorial, a mais citada é o estresse excessivo na articulação femoropatelar, que pode ser resultado do mau-alinhamento dos membros inferiores durante as atividades em cadeia cinética fechada que aumentam as forças compressivas na articulação, sobrecarregam a cartilagem e causam o sintoma álgico do paciente. (7, 8) Os movimentos alterados que caracterizam o mau-alinhamento dos membros inferiores observados na DFP são a adução e rotação medial excessivas do quadril, abdução da tíbia e pronação do pé, conhecido como valgo dinâmico. (7, 9)

A origem das alterações pode ser dividida em três categorias: fatores proximais, locais e distais. Os estudos dos fatores proximais visam entender como o tronco, pelve e quadril contribuem para a dor femoropatelar. (8-11) Estudos relacionados aos fatores locais visam à contribuição da articulação femoropatelar e tecidos adjacentes. (12-14) Enquanto os estudos com foco nos fatores distais são dedicados à pesquisa investigativa sobre a contribuição biomecânica do tornozelo e pé na articulação femoropatelar. (15-17)

Achados na literatura demonstram que indivíduos com DFP apresentam alterações biomecânicas proximais em algumas tarefas, como maior inclinação ipsilateral do tronco, queda contralateral da pelve (10) maior adução (8, 10) e rotação interna do quadril (10, 18) durante o agachamento unipodal; maior adução do quadril (8) e rotação medial na corrida (11); também maior adução do quadril durante o salto unipodal (8) e maior pico de rotação medial do fêmur

na descida do degrau e no *drop jump* comparados à indivíduos saudáveis. (11) Diversos autores sugerem que essas alterações biomecânicas estão relacionadas à fraqueza dos músculos do quadril e do tronco, e observaram fraqueza dos abdutores e rotadores laterais do quadril, (10, 19-22) extensores e flexores do quadril (22) e também fraqueza dos flexores laterais do tronco em indivíduos com DFP. (23) Além disso, foram encontrados déficits na ativação dos músculos do quadril e joelho em indivíduos com DFP. (10, 24-28)

Em relação aos fatores locais estão a diminuição da flexão do joelho na subida (14, 29) e descida de escadas (14) comparados a indivíduos saudáveis como estratégia compensatória para reduzir o stress na articulação femoropatelar; fraqueza dos extensores do joelho (30); atrofia do quadríceps (31) redução do pico do momento interno extensor do joelho na subida e descida de escadas (13) e fatores intrínsecos como patela alta e morfologia anormal da tróclea. (32)

Os fatores distais são os que menos receberam atenção dos pesquisadores até o momento. Tibério (1987) propôs que a pronação excessiva da articulação subtalar durante a fase de apoio médio da marcha resulta em aumento na rotação interna da tíbia, e conseqüentemente na rotação interna e adução do fêmur, aumentando o ângulo Q, podendo assim contribuir para a etiologia da DFP. A pronação subtalar é um movimento triplanar composto pela eversão do calcâneo e pela flexão plantar e rotação medial do tálus. (33) Devido ao acoplamento do tálus na articulação do tornozelo a tíbia realiza a rotação medial durante a pronação da articulação subtalar em cadeia cinética fechada. (33, 34)

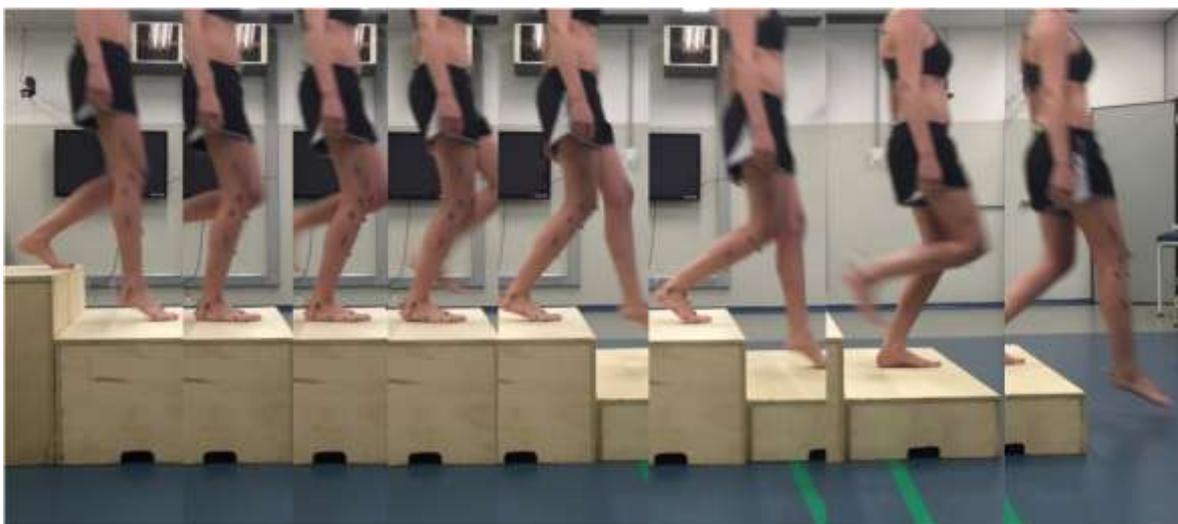
Baseado nessa teoria, Barton, et.al (2012) encontraram uma correlação entre a eversão do retropé e a rotação interna da tíbia, e também com a adução do quadril em pacientes com DFP durante a marcha, reforçando a teoria de Tibério (1987). Barton et al. (2011) observaram que o pico de eversão do retropé ocorre precocemente em indivíduos com DFP comparados a indivíduos saudáveis durante a marcha, ao contrário dos resultados apresentados em sua revisão sistemática,(35) que demonstrou atraso no tempo do pico de eversão do retropé e aumento da eversão do retropé no contato do calcanhar durante a marcha. A mesma revisão também demonstrou atraso no pico de eversão do retropé, aumento da eversão do retropé no

contato do calcanhar, e diminuição da excursão de eversão do retropé durante a fase de apoio na corrida. (35)

No contato inicial da marcha, a articulação subtalar está ligeiramente supinada, e posteriormente, na fase de resposta a carga a articulação subtalar realiza a pronação. Logo após o aplainamento do pé no chão a articulação subtalar volta a supinar durante o apoio médio e terminal, ultrapassando a posição neutra pouco antes da retirada do pé do solo. (34) Sendo assim, no início da fase de apoio médio a flexão do joelho e a pronação da articulação subtalar devem começar a realizar o movimento reverso. Se a articulação subtalar continuar em pronação, a tíbia não consegue realizar a rotação externa necessária para estender o joelho, e então um mecanismo compensatório eficiente que pode ser adotado é a rotação interna do fêmur em relação à tíbia, que, conseqüentemente pode aumentar a compressão entre a face lateral da patela com a tróclea.(34) Durante a corrida, um estudo avaliou o pé de forma multisegmentar em mulheres com e sem DFP, porém não observou diferenças na cinemática do tornozelo e pé, exceto maior pico de rotação interna da tíbia no grupo DFP. (36)

A descida de escadas é uma atividade funcional comumente encontrada nas atividades de vida diária, e que normalmente reproduz os sintomas em pacientes com DFP. (13, 37, 38) Como consequência, pacientes podem desenvolver estratégias compensatórias para reduzir a compressão na articulação femoropatelar e conseqüentemente a dor. Sendo assim, a descida de escadas pode revelar padrões de movimentos anormais indicativos de DFP (13)

Zachazeswki et.al, (1993) dividiram a descida de escadas em fases. As fases de apoio e balanço compreendem 68% e 32% do ciclo respectivamente, e foram divididas em subfases, que incluem a aceitação do peso (0-14%); continuação para frente (14-34%) e abaixamento controlado (34-68%) do ciclo na fase de apoio, enquanto a fase de balanço foi dividida em recuperação da perna (68-84%) e colocação do pé (84-100% do ciclo da descida). (39)



FASE DE APOIO 68%			FASE BALANÇO 32%	
ACEITAÇÃO DO PESO (0-14%)	CONTINUAÇÃO PARA FRENTE (14-34%)	ABAIXAMENTO CONTROLADO (34-68%)	RECUPERAÇÃO DA PERNA (68-84%)	COLOCAÇÃO DO PÉ (84-100%)
DUPLO APOIO (0-14%)	APOIO SIMPLES (14-53%)		DUPLO APOIO (53-68%)	APOIO SIMPLES DO MEMBRO OPOSTO (68-100%)

Figura 1. Fases e subfases da descida de escadas.

Alterações cinemáticas na descida de escadas foram previamente analisadas em pacientes com DFP (21, 40-42) Mckenzie et.al (2010) observaram maior adução e rotação interna do quadril em mulheres com DFP, em relação às mulheres saudáveis, enquanto outros estudos, (21, 41, 42) não observaram diferenças na cinemática do tronco (41) e quadril (21, 41, 42) durante a descida de escadas entre mulheres com DFP e saudáveis. Também foi observada menor flexão do joelho na fase de apoio da descida de escadas em mulheres com DFP comparado a mulheres saudáveis (14) e menor pico de momento interno (extensor) do joelho, (13) sugerindo que os pacientes tendem a evitar o uso do quadríceps, ou seja, reduzir a força desta musculatura visando diminuir as forças de reação na articulação femoropatelar. Fatores distais foram descritos apenas no estudo de Greenholm et.al (2009), no qual foi observado que na cinemática do tornozelo durante a descida de escadas não há diferença na dorsiflexão do tornozelo entre mulheres com DFP e saudáveis.

Também foram observadas alterações na ativação muscular, como atraso (25) e menor duração da ativação do glúteo médio (24, 25); ativação precoce do vasto lateral em relação vasto medial obliquo (28); e menor duração da ativação do VMO comparados aos indivíduos saudáveis.(25) Por outro lado, Bolgla et.al (2011) encontraram maior ativação do glúteo médio e do vasto medial na fase de resposta a carga da descida de escadas no grupo DFP. (43)

Alibert et.al (2010) avaliaram a distribuição da pressão plantar em indivíduos com e sem DFP durante a descida de escadas e observou que indivíduos com DFP apresentaram maior área de contato da região medial do retropé e do mediopé o que pode estar relacionado com maior eversão do retropé nesses indivíduos. (44)

1.2 Justificativa

A descida de escadas é uma atividade de vida diária comum, que normalmente reproduz os sintomas em indivíduos com DFP e é comumente utilizada para avaliar e identificar diferenças entre os movimentos de indivíduos com DFP e saudáveis. 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.

Há evidências de alterações da cinemática durante a descida de escadas, 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 multissegmentar do pé, simultaneamente, durante a descida de escadas em 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 descida de escadas.

2.2 Objetivos Específicos

Comparar a amplitude de movimento de inclinação ipsilateral do tronco, obliquidade contralateral da pelve, abdução/adução e rotação interna/externa do quadril, flexão/extensão e valgo/varo do joelho, rotação interna/externa da tibia dorsiflexão/flexão plantar, eversão/inversão e rotação externa/interna do retropé em relação à tibia e em relação ao laboratório, dorsiflexão/flexão plantar, pronação/supinação e adução/abdução do antepé em relação ao retropé durante a fase de primeiro duplo apoio, apoio simples e segundo duplo apoio entre mulheres com dor femoropatelar e mulheres saudáveis durante a descida de escadas.

Identificar a capacidade discriminatória das variáveis cinemáticas que apresentarem tamanho do efeito intermediário e grande durante a descida de escadas entre mulheres com DFP e saudáveis.

Comparar a cadência e a velocidade entre mulheres com dor femoropatelar e mulheres saudáveis durante a descida de escadas.

3. Método

3.1 Tipo de Estudo

Trata-se de um estudo transversal.

3.2 Local de Estudo

O estudo foi desenvolvido 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, no período entre Agosto de 2015 e Março de 2016.

3.3 Comitê de Ética e Pesquisa

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 093671/2015). (Anexo 1)

Todas as participantes foram informadas sobre o procedimento do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. (Anexo 2)

3.4 Participantes

Foram incluídas no estudo 34 mulheres com dor femoropatelar (grupo DFP) e 34 mulheres saudáveis (grupo controle), recrutadas da comunidade local e estudantes universitárias, através de convites verbais. Para ambos os grupos foram recrutadas mulheres fisicamente ativas, e com idade entre 18 e 35 anos.

3.4.1 Critérios de Inclusão

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 grupo controle foram selecionadas mulheres sem história prévia de dor anterior no joelho.

3.4.2 Critérios de Exclusão

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 possam influenciar na avaliação e tratamento. Também foram excluídas pacientes que apresentaram discrepância de comprimento dos membros inferiores maior que 1 cm, mensurado com fita métrica.

3.5 Procedimentos

3.5.1 Avaliação Inicial e Dados antropométricos

As participantes de ambos os grupos preencheram inicialmente uma ficha de avaliação com dados pessoais contendo nome, idade, data de nascimento, telefone, membro inferior dominante (definido através do questionamento pela preferência em chutar uma bola o mais distante possível) e também duração dos sintomas e o lado de predominância da dor, apenas para o grupo DFP. Em seguida as mesmas foram submetidas ao protocolo de mensurações antropométricas necessárias para a realização da avaliação cinemática tridimensional através da aplicação 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, diâmetro dos joelhos, diâmetro dos tornozelos e mensuração da torção tibial. (Anexo 3)

A mensuração da massa corporal e da estatura foi feita por meio de uma balança mecânica de até 150 quilogramas (Kg) da marca *Welmy*[®], com precisão de 0,1 Kg e de 0,1 cm para o estadiômetro.

Para as mensurações necessárias para aplicação do modelo biomecânico foram utilizados um paquímetro e uma fita métrica com precisão de 0,1 cm e um goniômetro da marca *Carci*[®].

Com finalidade de classificação dos pés foi aplicado o Índice de Postura do Pé - *Foot Posture Index* (FPI), ferramenta validada e descrita por Redmond et.al (2006). (45) O FPI é composto por seis critérios específicos: palpação da cabeça do tálus; observação da curvatura supralateral e infralateral maleolar; posição do calcâneo no plano frontal; proeminência da articulação talonavicular, abdução e adução do antepé sobre o retropé e congruência do arco longitudinal interno. Para a realização das medidas a paciente foi orientada a dar alguns passos e parar em postura ortostática, com os braços ao lado do corpo, mantendo apoio bipodal. Em relação ao critério do *Foot Posture Index* foi marcado em uma escala de 5 pontos, variando de -2 (muito supinada) a +2 (muito pronada). Estes pontos foram então somados para dar uma pontuação global de postura do pé. A pontuação somada tem o potencial de alcance de -12 (altamente supinada) a +12 (muito pronada). (45) Os valores de referência são: pé normal= 0 a 5; pronado = 6 a 9; excessivamente pronado >9; supinado = -1 a -4; excessivamente supinado = -5 a -12. Estudos indicam que a medição clínica do *Foot Posture Index* tem confiabilidade moderada a alta na avaliação da população adulta. (45, 46) (Anexo 4)

3.5.2 Anterior Knee Pain Scale –AKPS e Numerical Pain Rating Scale – NPRS

Após a aplicação da ficha de avaliação as participantes do grupo DFP responderam a AKPS - *Anterior Knee Pain Scale*, devidamente traduzida e validada no Brasil, (47) que consiste em um questionário específico para dor anterior no joelho, composto por 13 itens separados em categorias que

envolvem diferentes níveis de função do joelho. Cada item é respondido e o resultado total é adicionado a um índice global com escore máximo de 100 pontos, que representa “nenhum déficit”, e mínimo de zero, representando “maior déficit possível”. (Anexo 5)

Além disso, as mesmas 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. A escala é composta por 11 pontos, sendo a classificação da pontuação de 0 a 10, onde 0 representa “ausência total de dor” e 10 “a pior dor possível”. (47) Foi solicitado às pacientes que classificassem os seus níveis de intensidade da dor anterior do joelho com base nos últimos sete dias. (Anexo 6)

3.6 Análise Cinemática

Para análise tridimensional da cinemática do tronco, pelve e membros inferiores foi utilizado o sistema Vicon-Nexus®, constituído por 8 câmeras de infravermelho com frequência de 120 frames por segundo e resolução de 1MP, que captam os movimentos dos marcadores reflexivos aplicados na pele das voluntárias. Todas as câmeras foram 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 foram transferidos para um segundo computador de propósito geral. Neste, um software próprio, Vicon-Nexus®, versão 1.8.5 foi utilizado para reconstrução e processamento da imagem 3D dos marcadores.

3.6.1 Calibração do Equipamento

A calibração do sistema Vicon-Nexus® de análise do movimento foi realizada a cada dia de avaliação. Para a calibração dinâmica, foi utilizada uma haste em forma de “T” com 5 marcadores reflexivos de 14mm para varredura do volume de interesse. A mesma foi movimentada em todos os planos dentro do mesmo volume até cada câmera reconhecer o calibrador por 3000 vezes, gerando dados de localização e orientação das câmeras dentro de um mesmo volume. Para a calibração estática, as coordenadas de referência do laboratório (X, Y e Z) foram determinadas através da colocação da haste no

centro da área de coleta. Foram aceitos erros de desvio-padrão menores que 1 mm entre as distâncias conhecidas entre os marcadores.

3.6.2 Preparação dos sujeitos

Todas as participantes utilizaram *shorts* e *top* para facilitar a colocação dos marcadores bem como a leitura dos mesmos pelas câmeras. A pele foi higienizada com algodão embebido em álcool 70% para eliminar as impurezas da pele e permitir melhor fixação dos marcadores.

3.6.3 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 incômodos, nem dificultam os movimentos.

Os marcadores esféricos retro-reflexivos de 9 e 14mm de diâmetro, foram fixados com dupla face (3M®) em pontos anatômicos específicos, que serviram de referência para o sistema de captura de análise do movimento. Foram posicionados sobre o manúbrio (CLAV), processo xifóide (STR), escápula direita (RBACK), acrômios (RSHO e LSHO), sétimo processo espinhoso cervical (C7), décimo processo espinhoso torácico (T10), e bilateralmente nas espinhas íliacas antero-superiores (RASI e LASI), nas espinhas íliacas póstero-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). Este conjunto de marcadores foi baseado no modelo biomecânico *Vicon Plug-in Gait*® (48) usado para estimar a posição dos centros articulares, e calcular a cinemática tridimensional das articulações do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo.

Além do modelo biomecânico citado, também foi utilizado simultaneamente o modelo biomecânico *Oxford Foot Model*® (49), para estimar

a posição dos centros articulares e calcular a cinemática tridimensional das articulações do joelho, tornozelo, retropé, antepé e hálux. (50) Sendo assim, além dos marcadores citados no modelo *Vicon Plug-in Gait®*, que também pertencem ao modelo *Oxford Foot Model®*, foram acrescentados mais 24 marcadores baseados no modelo *Oxford Foot Model®*. Os marcadores foram posicionados de forma bilateral, lateralmente a cabeça da fíbula (RHFB e LHFB), tuberosidade da tíbia (LTUB e RTUB), face anterior da tíbia (RSHN e LRSN), maléolo medial (RMMA e LMMA), terço posterior e distal do calcâneo (RCPG e LCPG), terço posterior e proximal do calcâneo (RPCA e LPCA), sustentáculo do tálus (LSTL e RSTL) 1º metatarso proximal (RP1M e LP1M), 1º metatarso distal (RD1M e LD1M), 5º metatarso proximal (LP5M e RP5M), 5º metatarso distal (LD5M e RD5M) e falange distal do hálux (RHLX e LHLX). (Figuras 2, 3 e 4)

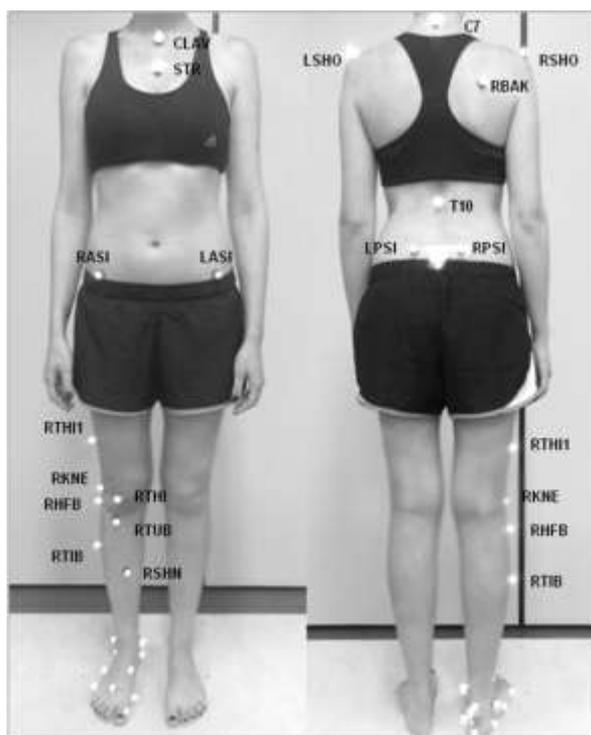


Figura 2. Identificação e localização dos marcadores utilizados na coleta (vista anterior e posterior)

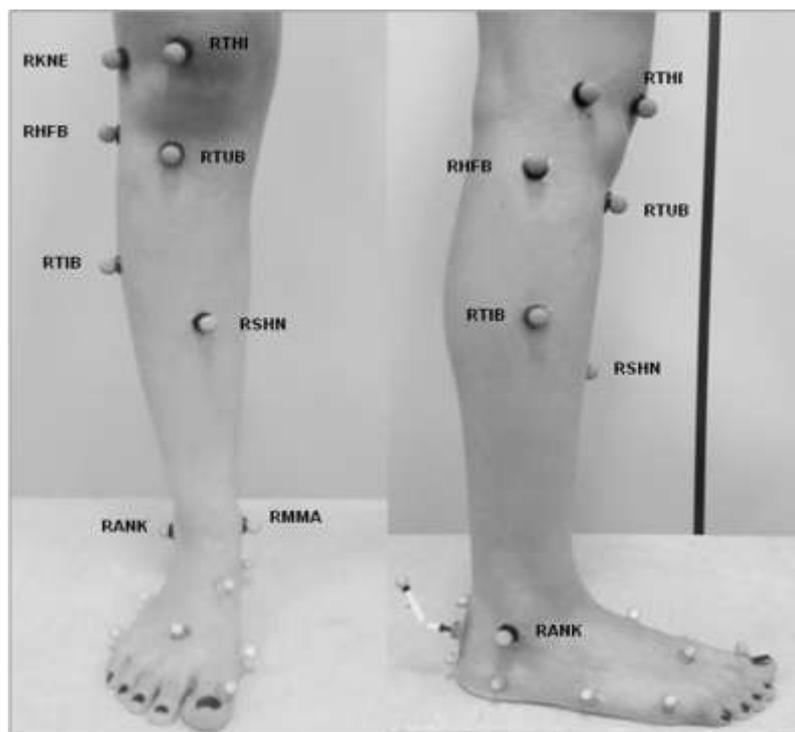


Figura 3. Identificação e localização dos marcadores utilizados na coleta (vista anterior e lateral da perna)

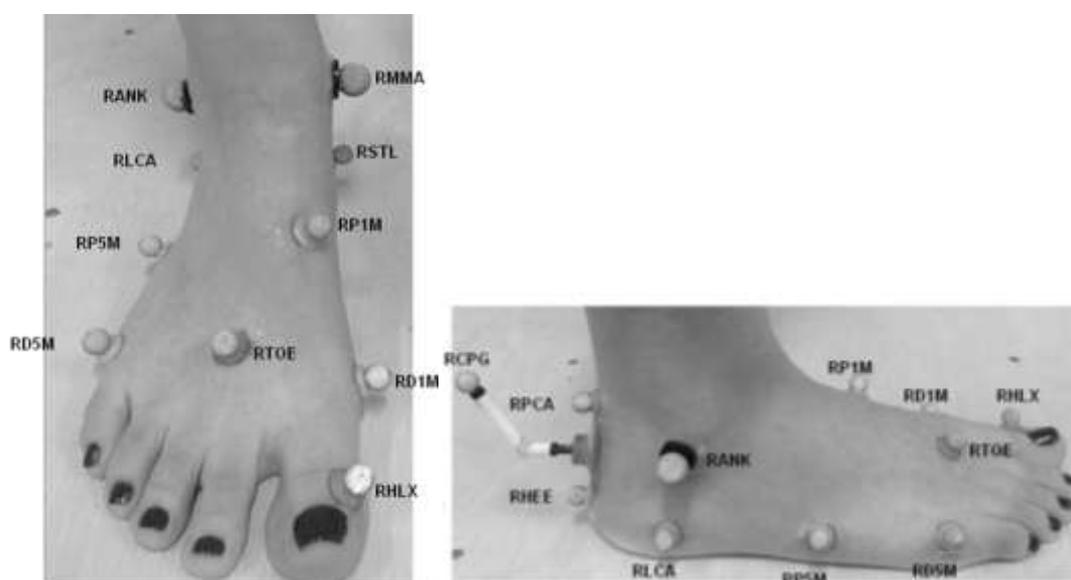


Figura 4. Identificação e localização dos marcadores utilizados na coleta (vista superior e lateral do pé)

Para a localização de RHEE e LHEE foi necessário dividir o calcâneo em duas partes e com uma caneta esferográfica marcar um ponto intermediário na face distal do retropé, em seguida traçar uma linha reta longitudinal. (Figura 5)

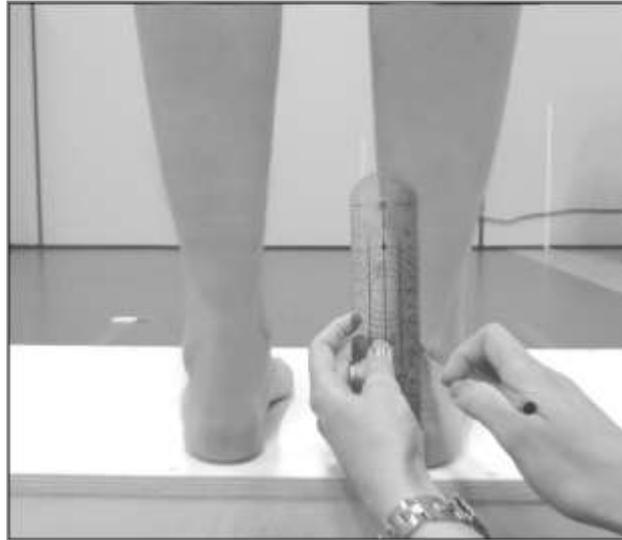


Figura 5. Divisão do calcâneo para a colocação dos marcadores do retropé.

Alguns marcadores foram utilizados apenas na avaliação estática, sendo eles: LMMA, RMMA, RPCA, LPCA e LD1M, RD1M. Para o alinhamento dos marcadores, foi utilizado um laser SKIL® tipo F 012 0500, ferramenta criada para definição e verificação de linhas horizontais através da projeção de um raio laser. Projetou-se uma linha horizontal constante no pé da participante, certificando-se que as bolhas presentes na ferramenta ficaram centralizadas no visor para obter o nível. (Figura 6) A utilização deste laser acoplado um nível teve como objetivo padronizar o alinhamento horizontal dos marcadores para todas as coletas, e o mesmo foi utilizado em estudo prévio. (51)

O laser foi montado em um tripé de forma que fosse projetada uma linha horizontal de referência no pé da participante. Esta linha serviu como referência para a aplicação dos marcadores. Na vista lateral do pé foram alinhados os marcadores: HEE, LCA, P5M e D5M para ambos os pés, e na vista medial do pé foram alinhados os marcadores: HEE, STL e P1M. A colocação dos marcadores foi realizada por dois examinadores experientes durante todos os momentos das coletas.



Figura 6. Utilização do laser para alinhamento dos marcadores.

3.6.4 Descrição da tarefa

A tarefa escolhida para análise cinemática foi a descida de escadas, já descrita na literatura em mulheres com DFP. (13, 14, 21, 40-42, 52)

A descida foi realizada em uma escada com três degraus de 200 mm de altura e 500 mm de profundidade cada. As participantes realizaram a tarefa descalças e com os membros superiores livres ao longo do corpo.

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

As participantes iniciaram a descida tocando o membro inferior avaliado no 2º degrau, em seguida o membro não avaliado no primeiro degrau e por último o membro avaliado tocando o solo, e o ciclo se encerrou quando o pé contralateral também tocou o solo.

Foi solicitado que as participantes realizassem a tarefa em uma velocidade confortável para as mesmas e foram realizadas quatro repetições, sendo que, entre as repetições foi fornecido um intervalo de dois minutos.

Previamente a coleta, foi realizada uma coleta estática de referência, e o examinador demonstrou a tarefa e forneceu as instruções verbais relacionadas ao teste. Em seguida as participantes realizaram uma tentativa para familiarização da mesma.

3.6.5 Processamento dos dados da Cinemática

Após a captura das coordenadas os marcadores foram reconstruídos e nomeados. Em seguida foi aplicada a rotina de cálculo dos modelos biomecânicos *Vicon Plug-in-Gait®* (48) e *Oxford Foot Model®* (49)

simultaneamente por meio do software Vicon Nexus® 1.8.5 e salvos em formato C3D.

Após reconstrução do modelo biomecânico foi feita a marcação dos ciclos de movimento. O ciclo de descida iniciou no contato do pé do membro avaliado com o segundo degrau e finalizou com o contato do mesmo no solo.

Em seguida foi aplicado um filtro *Woltring*, passa baixa de quarta ordem com a frequência de corte estabelecida em 8 Hz às trajetórias dos marcadores para reduzir os ruídos devido à movimentação dos marcadores durante as tarefas.

Cada ciclo do movimento foi representado por um gráfico em função do tempo para cada segmento estudado, e então exportados para o software Vicon ProCalc® no qual foi possível extrair e calcular os valores das amplitudes de movimento do tronco, pelve, quadril, joelho, retropé em relação ao laboratório, retropé em relação à tibia e antepé em relação ao retropé, assim como as variáveis lineares de cadência, velocidade.

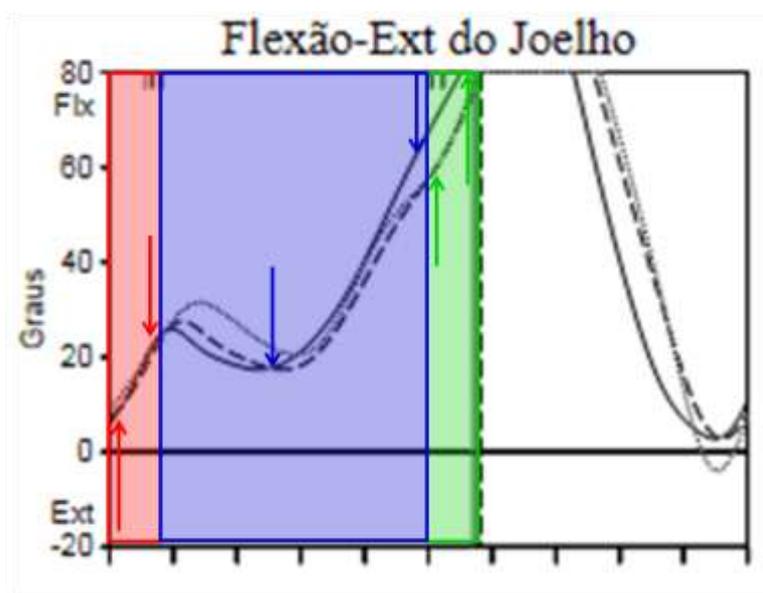
Foram utilizados para análise estatística os dados referentes à amplitude de movimento do tronco e pelve no plano frontal, quadril no plano frontal e transversal, joelho no plano sagital e frontal, tibia no plano transversal, retropé em relação à tibia e retropé em relação ao laboratório nos planos frontal, sagital e transversal e antepé em relação ao retropé nos três planos.

A tarefa foi fragmentada em três fases distintas: primeiro duplo apoio (contato inicial e resposta à carga), apoio simples e segundo duplo apoio. No primeiro duplo apoio foram extraídos os dados angulares no contato inicial, na resposta a carga e a amplitude de movimento entre estes eventos. Também foram extraídos os valores angulares mínimo e máximo durante o apoio simples e o segundo duplo apoio e a amplitude de movimento entre estes instantes.

O contato inicial foi definido como o momento em que o pé tocou o segundo degrau da escada, ou seja, quando a aceleração do marcador do calcâneo (HEE) apresentou valor zero, e a resposta à carga foi definida como o instante da retirada do pé do membro contralateral do degrau, ou seja, quando a aceleração do marcador do hálux (HLX) apresentou valor maior que zero. O apoio simples foi caracterizado pelo período entre a resposta a carga e o contato do membro contralateral no terceiro degrau, e o segundo duplo apoio o

período entre o contato do membro contralateral no degrau e a retirada do pé analisado do solo. Os valores mínimos e máximos do apoio simples e segundo duplo apoio foram definidos como os menores e os maiores valores durante estes períodos. A amplitude de movimento foi definida como a diferença entre o contato inicial e a resposta à carga na fase de primeiro duplo apoio, e entre os valores máximos e mínimos durante as demais fases analisadas. (Figura 7)

Figura 7. Gráfico do joelho no plano sagital representando as fases de primeiro duplo apoio, apoio simples e segundo duplo apoio da descida de escadas.



- Contato inicial, resposta à carga e amplitude de movimento na fase de primeiro duplo apoio.
- Valor mínimo, valor máximo e amplitude de movimento na fase de apoio simples.
- Valor mínimo, valor máximo e amplitude de movimento na fase de segundo duplo apoio.

3.7 Análise Estatística

Para a análise estatística foi utilizado o *software* SPSS (*Statistical Package for Social Science*) versão 20.0 para Windows e adotado valor de $p \leq 0,05$ como estatisticamente significativo.

Para testar a normalidades dos dados cinemáticos foi utilizado o teste de normalidade Shapiro-Wilk. A média de três tentativas foi utilizada para a análise estatística.

Para comparação dos dados cinemáticos entre os dois grupos foi utilizada a MANCOVA (*Multivariate Analysis of Covariance*) realizada separadamente para cada tempo da tarefa avaliada (contato inicial, resposta a carga, amplitude de movimento do primeiro duplo apoio, valor mínimo valor máximo e amplitude de movimento da fase de apoio simples e segundo duplo apoio) incluindo todas as variáveis de interesse e utilizando a velocidade como covariável. Quando obtida diferença significativa na MANCOVA ($p < 0.05$) foi realizado o pós hoc de Bonferroni.

O tamanho do efeito foi calculado de acordo com equações previamente descritas e para a interpretação foi utilizado o índice de Cohen's d: 0 – 0,2 sem efeito; 0,2 – 0,5 pequeno efeito; 0,5 – 0,8 efeito intermediário e $> 0,8$ grande efeito.

Em seguida foram selecionadas as variáveis cinemáticas que mostraram diferenças estatísticas entre os grupos e obtiveram tamanho do efeito intermediário e grande e foi realizada a curva ROC para obter valores de sensibilidade e especificidade para identificar a capacidade discriminatória das variáveis entre os grupos com dor femoropatelar e saudáveis.

Os parâmetros lineares foram analisados também de acordo com a distribuição. Quando paramétricos foi realizado o teste-T independente e quando apresentavam distribuição não-paramétrica o teste de Mann-Whitney foi usado, considerando $p < 0.05$ para diferença entre os grupos.

4. Os resultados da presente dissertação serão apresentados em formato de artigo.

ANÁLISE CINEMÁTICA COMPARATIVA E DISCRIMINATÓRIA DOS FATORES PROXIMAIS, LOCAIS E DISTAIS DURANTE AS SUBFASES DO APOIO NA DESCIDA DE ESCADAS ENTRE MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR E ASSINTOMÁTICAS.

RESUMO

As evidências encontradas na literatura são inconsistentes e não há consenso sobre as alterações cinemáticas em mulheres com dor femoropatelar (DFP) durante a descida de escadas. Além disso, não há estudos que tenham avaliado a cinemática tridimensional do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo, utilizando um modelo multissegmentar do pé, simultaneamente durante esta tarefa em pacientes com DFP e que tenha avaliado separadamente as subfases da descida de escadas. Portanto, os objetivos deste estudo foram comparar a cinemática tridimensional do tronco, pelve, e membros inferiores em diferentes subfases da descida de escadas e identificar a capacidade discriminatória das variáveis cinemáticas entre mulheres com DFP e saudáveis nesta tarefa. Neste estudo transversal trinta e quatro mulheres com DFP (grupo DFP) e trinta e quatro mulheres sem dor (grupo controle) entre 18 e 35 anos foram submetidas à avaliação cinemática durante a descida de escadas. Foi observado que diferenças cinemáticas entre os grupos ocorreram somente na fase de primeiro duplo apoio da descida de escadas, sendo que as variáveis de rotação interna do retopé em relação à tibia no contato inicial, a queda contralateral da pelve na resposta à carga, a amplitude de rotação externa do retopé em relação à tibia e de dorsiflexão do antepé em relação ao retopé foram as variáveis que apresentaram melhor capacidade de discriminar mulheres com e sem DFP. Sendo assim, nossos resultados proporcionaram maior entendimento da cinemática do tronco, pelve, e membros inferiores em diferentes subfases do apoio na descida de escadas em mulheres com DFP.

Palavras-chave: Joelho, Cinemática, Síndrome da dor femoropatelar.

1.Introdução

A dor femoropatelar (DFP) é uma desordem musculoesquelética caracterizada por dor anterior difusa no joelho, agravada por atividades como agachar, saltar, subir e descer escadas, correr e permanecer sentado por tempo prolongado. (1) Corresponde a 25-40% das lesões que acometem o joelho no esporte, e é comumente observada em indivíduos jovens e ativos, sendo que sua incidência é 2.23 vezes maior nas mulheres. (1, 2) Além de impactar na redução da prática esportiva, atividade física e atividades relacionadas ao trabalho, existe a possibilidade de persistir por muitos anos. (3-6)

Apesar de sua etiologia ser multifatorial, a mais citada é o stress excessivo na articulação femoropatelar, que pode ser resultante do mau-alinhamento dos membros inferiores durante as atividades em cadeia cinética fechada, que aumentam as forças compressivas na articulação, sobrecarregando a cartilagem e causando o sintoma álgico do paciente. (7, 8)

As alterações biomecânicas podem ser divididas em fatores proximais, locais e distais. (9) Os fatores proximais consistem em fraqueza muscular (10-15) e/ou déficit na ativação dos músculos do quadril (11, 16-18), contribuindo para a excessiva adução e rotação medial do quadril nas atividades em cadeia cinética fechada. Os fatores locais estão relacionados à redução da flexão do joelho, (19, 20) fraqueza, (15) e hipotrofia (21) e déficit na ativação do quadríceps, (18, 22, 23) bem como a redução no pico de momento extensor do joelho. (24) Enquanto estudos relacionados aos fatores distais sugerem que a pronação excessiva da articulação subtalar durante a fase de apoio médio da marcha pode resultar em aumento na rotação interna da tíbia, e conseqüentemente na rotação interna e adução do fêmur, podendo contribuir para a etiologia da DFP. (7, 25)

A descida de escadas é uma atividade funcional comumente encontrada nas atividades de vida diária e que normalmente reproduz os sintomas em pacientes com DFP, e por esta razão podem desenvolver estratégias compensatórias para reduzir a compressão na articulação femoropatelar, revelar padrões de movimentos anormais indicativos de DFP. (24, 26, 27)

Durante a descida de escadas pacientes com DFP apresentaram maior adução e rotação interna do quadril, (28) menor flexão do joelho no contato

inicial e durante a fase de apoio, (19) e menor momento interno extensor do joelho (24) comparados à indivíduos saudáveis. Não foram observadas diferenças na cinemática do tronco (29) e na dorsiflexão do tornozelo. (30) Em contrapartida, outros estudos não observaram diferenças na cinemática do quadril (12, 29) ao comparar pacientes com DFP com mulheres assintomáticas. Além disso, foi observada maior área de contato da região medial do retropé e do mediopé em indivíduos com DFP. (31)

As evidências encontradas na literatura são inconsistentes e não há consenso sobre os movimentos articulares realizados por mulheres com DFP durante a descida de escadas. Tendo em vista que o segmento distal também pode apresentar alterações biomecânicas que contribuem para o desenvolvimento da DFP, estudos que tenham avaliado a cinemática do tornozelo e pé são escassos, e a relevância da cinemática do tornozelo e pé durante a descida de escadas permanece desconhecida. Ainda, que seja do nosso conhecimento, não há estudos que tenham avaliado a cinemática do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé, utilizando um modelo multissegmentar simultaneamente, durante a descida de escadas em pacientes com DFP e que tenha avaliado separadamente o primeiro duplo apoio, o apoio simples e o segundo duplo apoio. Portanto, os objetivos deste estudo foram: 1. Identificar diferenças cinemáticas no tronco, pelve e membros inferiores em diferentes subfases da descida de escadas; 2. Comparar a cinemática tridimensional do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé entre mulheres com DFP e saudáveis durante a descida de escadas; 3. Identificar a capacidade discriminatória das variáveis cinemáticas que apresentarem tamanho do efeito intermediário e grande entre mulheres com DFP e saudáveis durante a descida de escadas.

Nossa hipótese foi que, em comparação ao grupo controle, mulheres com DFP apresentariam menor velocidade e cadência, 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 tíbia, maior eversão, dorsiflexão e rotação externa do retropé em relação à tíbia e ao laboratório, e maior pronação, dorsiflexão e abdução do antepé em relação ao retropé em todas as subfases do apoio na descida de escadas.

2. Métodos

2.1 Participantes

Neste estudo transversal foram incluídas 34 mulheres com dor femoropatelar (grupo DFP e 34 mulheres sem dor no grupo controle (GC), todas fisicamente ativas e com idade entre 18 e 35 anos, recrutadas da comunidade local e estudantes universitárias, entre Agosto/2015 e Março/2016 através de convites verbais. Os dados demográficos das participantes estão apresentados na Tabela 1.

Este estudo foi aprovado pelo “Comitê de Ética e Pesquisa” e todas as participantes foram informadas sobre o procedimento do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

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 possam influenciar na avaliação e tratamento, assim como pacientes que apresentaram discrepância de comprimento dos membros inferiores maior que 1 cm, mensurado com fita métrica.

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 foram anotados. Em seguida as voluntárias foram submetidas ao protocolo de mensurações antropométricas necessárias para a realização da avaliação cinemática tridimensional através da aplicação 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 da marca Carci®.

Com a finalidade de identificação dos dados cinemáticos foi aplicado o Índice de Postura do Pé - *Foot Posture Index* (FPI), ferramenta validada e descrita por Redmond et.al (2006). Estudos indicam que a medição clínica do *Foot Posture Index* tem confiabilidade moderada a alta na avaliação da população adulta. (32, 33)

As participantes do grupo DFP ainda responderam a AKPS - *Anterior Knee Pain Scale*, devidamente traduzida e validada no Brasil (34), 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 (34), 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.

2.3 Análise Cinemática

Para análise tridimensional da cinemática do tronco, pelve, membro inferior e pé foi utilizado o sistema Vicon®, constituído por 8 câmeras a uma frequência de 120 Hz. Baseados nos modelos biomecânicos Vicon *Plug-in Gait*® (35) e *Oxford Foot Model*® (36) 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. (37)

Foram realizados quatro ciclos de descida de escadas, com um intervalo de dois minutos entre os mesmos. Previamente o examinador demonstrou a tarefa e forneceu as instruções verbais relacionadas ao teste, e em seguida as participantes realizaram uma tentativa para familiarização da mesma. 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.

Para a realização da tarefa foi utilizada uma escada de três degraus de 200 mm de altura e 500 mm de profundidade cada. As participantes realizaram as tarefas descalças, com os membros superiores livres ao longo do corpo, e em uma velocidade confortável para as mesmas. As participantes foram orientadas a iniciar a descida tocando o membro inferior avaliado no 2º degrau, em seguida o membro não avaliado no primeiro degrau e por último o membro avaliado tocando o solo, e o ciclo se encerrava quando o pé contralateral tocava o solo.

2.4 Análise dos Dados

Após a captura das coordenadas os marcadores foram reconstruídos e nomeados. Em seguida foi aplicada a rotina de cálculo dos modelos biomecânicos *Vicon Plug-in-Gait*® (35) e *Oxford Foot Model*® (36) simultaneamente por meio do software Vicon Nexus® 1.8.5 e salvos em formato C3D.

Após reconstrução do modelo biomecânico foi feita a marcação do ciclo de movimento, que iniciou com o toque do pé avaliado no segundo degrau da escada e finalizou com o toque do mesmo pé no solo. Em seguida foi aplicado um filtro *Woltring*, passa baixa de quarta ordem com a frequência de corte estabelecida em 8 Hz às trajetórias dos marcadores para reduzir os ruídos devido à movimentação dos marcadores durante as tarefas. Os quatro ciclos foram representados por um gráfico da posição angular de cada segmento em função do tempo, e por meio de inspeção visual da qualidade dos dados três gráficos foram salvos. 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 e pelve no plano frontal, quadril no plano frontal e transversal, joelho no plano sagital e frontal, tibia no plano transversal, retopé em relação à tibia e retopé em relação ao laboratório nos planos frontal, sagital e transversal e antepé em relação ao retopé nos três planos.

A tarefa foi fragmentada em três fases distintas: fase de primeiro duplo apoio (contato inicial e resposta à carga), fase de apoio simples e fase de segundo duplo apoio. No primeiro duplo apoio foram extraídos os dados

angulares no contato inicial, na resposta a carga e a amplitude de movimento. Também foram extraídos os dados angulares dos valores mínimo e máximo durante o apoio simples e segundo duplo apoio e a amplitude de movimento subtraindo o valor máximo do valor mínimo encontrado.

O contato inicial foi definido como o momento em que o pé tocou o segundo degrau da escada, e a resposta à carga foi definida como o instante da retirada do pé do membro contralateral do degrau. O apoio simples foi caracterizado pelo período entre a resposta a carga e o contato do membro contralateral no primeiro degrau, e o segundo duplo apoio o período entre o contato do membro contralateral no primeiro degrau e a retirada do pé analisado do degrau. Os valores mínimos e máximos do apoio simples e segundo duplo apoio foram definidos como os menores e os maiores valores durante estes períodos. A amplitude de movimento foi definida como a diferença entre o contato inicial e a resposta à carga na fase de primeiro duplo apoio e entre os valores máximos e mínimos durante as demais fases analisadas.

2.5 Análise Estatística

Para a análise estatística foi utilizado o *software* SPSS (*Statistical Package for Social Science*) versão 20.0 para Windows para a análise estatística e adotado valor de $p \leq 0,05$ como estatisticamente significativo.

A distribuição das variáveis foram testadas através do teste de normalidade Shapiro-Wilk, considerando $p > 0.05$ como distribuição paramétrica e $p < 0.05$ como distribuição não-paramétrica.

Para a análise dos dados demográficos (idade, peso, altura, IMC, FPI e comprimento do membro inferior) e dos parâmetros lineares (cadência, velocidade) foi realizado o teste T independente para os dados paramétricos ($p > 0.05$), e para os dados não-paramétricos ($p < 0.05$) foi realizado o teste de Mann-Whitney independente.

Para comparação dos dados cinemáticos entre os dois grupos a média das três tentativas foi usada para a análise estatística através da MANCOVA (*Multivariate Analysis of Covariance*) realizada separadamente para cada tempo da tarefa avaliada (contato inicial, resposta a carga, amplitude de

movimento do primeiro duplo apoio, valores mínimos, máximos e amplitude de movimento nas fases de apoio simples e segundo duplo apoio) incluindo todas as variáveis de interesse e utilizando a velocidade como covariável. Quando obtida diferença significativa na MANCOVA ($p < 0.05$) foi realizado o pós hoc de Bonferroni.

O tamanho do efeito foi calculado de acordo com equações previamente descritas e para a interpretação foi utilizado o índice de Cohen's d: 0 a 0,2 - sem efeito; 0.2 a 0.5 pequeno efeito; 0,5 a 0,8 efeito intermediário e > 0.8 grande efeito.

Em seguida foram selecionadas as variáveis cinemáticas que obtiveram efeito intermediário e grande efeito e foi realizada a curva ROC para obter valores de sensibilidade e especificidade para identificar a capacidade discriminatória das variáveis entre os grupos com dor femoropatelar e saudáveis.

3. Resultados

Na Tabela 1 são apresentados os dados de idade, peso, altura, Índice de massa corporal (IMC), comprimento do membro inferior avaliado, FPI, NPRS, AKPS, velocidade e cadência de ambos os grupos. Houve diferença na altura entre os grupos, sendo o grupo DFP menor que o grupo controle. O grupo DFP apresentou maior pontuação no FPI, sendo a mediana e os intervalos interquartílicos Q1 e Q3 do grupo DFP classificada como pés pronados 7.0 (5 - 8) e do GC como pés normais 5.0 (3 - 6). A intensidade da dor foi maior no grupo DFP, que também apresentou menor pontuação na AKPS, enquanto o grupo controle não apresentou dor e não foi observada alteração no questionário. O grupo DFP apresentou menor cadência ($p = 0.035$) e velocidade ($p = 0.002$) durante o ciclo da descida de escadas. (Tabela 1)

3.1 Cinemática na fase de primeiro duplo apoio

Não foi observada diferença na velocidade como covariável entre os grupos na fase de primeiro duplo apoio.

No contato inicial o grupo DFP apresentou menor rotação interna do retropé em relação ao laboratório ($p = 0.007$), eversão ($p = 0.000$) e rotação

interna ($p=0.000$) do retropé em relação à tibia, flexão plantar ($p=0.003$) e supinação ($p=0.001$) do antepé em relação ao retropé, e maior adução do antepé em relação ao retropé ($p=0.026$) comparado ao grupo controle. (Tabela 2)

Na resposta à carga o grupo DFP apresentou maior elevação contralateral da pelve ($p=0.000$), maior abdução do quadril ($p=0.003$), rotação externa do retropé em relação ao laboratório ($p=0.003$) rotação externa do retropé em relação à tibia ($p=0.006$), e pronação do antepé em relação ao retropé ($p=0.029$) e menor dorsiflexão do retropé em relação à tibia ($p=0.009$) e abdução do antepé em relação ao retropé ($p=0.002$) comparado ao grupo controle. (Tabela 2)

Em relação à amplitude de movimento na resposta à carga o grupo DFP apresentou menor amplitude de queda contralateral da pelve ($p=0.001$), adução do quadril ($p=0.047$), dorsiflexão do retropé em relação ao laboratório ($p=0.007$), dorsiflexão do retropé em relação à tibia ($p=0.006$), rotação externa do retropé em relação à tibia ($p=0.000$), dorsiflexão ($p=0.001$), pronação ($p=0.000$) e abdução ($p=0.000$) do antepé em relação ao retropé e maior amplitude de eversão do retropé em relação à tibia ($p=0.044$). (Tabela 2)

3.2 Cinemática na fase de apoio simples

Não foi observada diferença na velocidade como covariável entre os grupos na fase de apoio simples.

Não houve diferença entre os grupos para o valor mínimo (Wilk's $\lambda=0.885$), valor máximo (Wilk's $\lambda=0.811$) e amplitude de movimento (Wilk's $\lambda=0.765$) na fase de apoio simples em nenhuma das variáveis analisadas. (Tabela 3)

3.3 Cinemática na fase de segundo duplo apoio

Não foi observada diferença na velocidade como covariável entre os grupos na fase de primeiro duplo apoio.

Não houve diferença entre os grupos para o valor mínimo (Wilk's $\lambda=0.756$), valor máximo (Wilk's $\lambda=0.555$) e amplitude de movimento (Wilk's $\lambda=0.613$) na fase de segundo duplo apoio em nenhuma das variáveis analisadas. (Tabela 4)

3.4 Capacidade Discriminatória

Os valores referentes à área sob a curva, sensibilidade e especificidade de acordo com o resultado da curva ROC para as variáveis com tamanho do efeito > 0.5 (efeito intermediário e grande) estão representados na tabela 5.

Observou-se que as variáveis de rotação interna do retopé em relação à tibia no contato inicial, queda da pelve contralateral na resposta à carga e a amplitude de rotação externa do retopé em relação à tibia e a dorsiflexão do antepé na resposta à carga apresentam melhor sensibilidade e especificidade comparadas às demais variáveis analisadas.

4. Discussão

Este estudo acrescenta a literatura ao identificar diferenças cinemáticas no tronco, pelve e membros inferiores em diferentes subfases da descida de escadas, assim como a capacidade discriminatória de variáveis cinemáticas entre mulheres com DFP e saudáveis durante a descida de escadas. A hipótese de que em comparação ao grupo controle as mulheres com DFP apresentariam menor velocidade e cadência foi aceita, no entanto, diferenças cinemáticas com tamanho de efeito intermediário e grande, bem como capacidade discriminatória foram encontradas somente na fase de primeiro duplo apoio para a posição angular de eversão e rotação interna do retopé em relação à tibia no contato inicial e queda contralateral da pelve na resposta à carga, e para a rotação externa do retopé em relação à tibia, dorsiflexão, pronação e abdução do antepé em relação ao retopé. A queda contralateral da pelve na resposta à carga foi ainda a variável com maior capacidade discriminatória entre mulheres saudáveis e com DFP durante a descida de escadas.

Estudos prévios analisaram diferentes períodos da descida de escadas, como a média durante a fase de apoio, (12, 28) o pico do movimento no apoio, (19, 38) a cinemática no contato inicial (19, 28, 30) e também a amplitude de movimento durante a fase de apoio, (29) no entanto, nenhum deles avaliou separadamente a fase de resposta à carga. Sendo assim, que seja de nosso conhecimento, este foi o primeiro estudo a avaliar a cinemática da descida de escadas segmentada em subfases (primeiro duplo apoio, apoio simples e

segundo duplo apoio) em mulheres com e sem DFP. Esta divisão teve como objetivo levar em consideração as diferentes funções desempenhadas pelo membro inferior em cada subfase da tarefa e assim obter resultados que podem levar ao melhor entendimento das alterações biomecânicas.

A menor queda contralateral da pelve, associada à menor adução do quadril em mulheres com DFP não são achados frequentes na literatura. O que invariavelmente é encontrado é uma associação de queda excessiva da pelve contralateral ao membro apoiado devido à ineficiência dos músculos abdutores do quadril, conseqüentemente fazendo com que o vetor da força de reação ao solo se afaste do membro de apoio e aumentando o momento externo adutor em atividades como agachamento unipodal, (11) descida do degrau (39) ou durante a corrida. (8) A menor queda da pelve pode ser um mecanismo de compensação pois, mesmo sem excessiva inclinação ipsilateral do tronco, auxilia no posicionamento do centro de massa em direção ao membro de apoio, movendo o vetor da força de reação ao solo em direção ao quadril, e diminuindo a demanda dos músculos abdutores. Ainda é possível especular que se durante o mecanismo de resposta à carga houver excessiva queda da pelve, provavelmente haverá dificuldade de liberação do pé para o balanço do membro contralateral e conseqüentemente o pé irá colidir com o degrau ou haverá necessidade de mecanismos compensatórios como maior flexão do quadril, joelho ou dorsiflexão do tornozelo que provavelmente também produziria movimentos compensatórios no membro do apoio analisado, o que não foi encontrado. Sendo assim, o estudo reitera a necessidade de focar as intervenções nos músculos do complexo póstero-lateral do quadril (40-42) durante o processo de reabilitação.

No primeiro duplo apoio, as pacientes com DFP apresentaram menor eversão e rotação interna do retropé em relação a tibia no contato inicial, bem como menor amplitude de movimento de rotação externa do retropé em relação à tibia, menor amplitude de dorsiflexão, pronação e abdução do antepé em relação ao retropé comparado ao grupo controle na resposta à carga também foram encontrados. O antepé é o segmento que inicialmente entra em contato com a superfície de apoio do degrau quando se inicia o ciclo de descida da escada e em seguida exerce um papel de absorção de carga conforme é a função desta subfase. Assim as articulações do tornozelo e do pé devem ser

capazes de realizar adaptações e movimentos sobre os quais uma quantidade considerável de energia e carga deveria ser absorvida e dissipada entre as demais articulações durante a fase de apoio. (26) Indivíduos com os pés pronados, frequentemente apresentam fraqueza na musculatura intrínseca do pé. (43) Por esta razão podemos sugerir que durante o primeiro duplo apoio a amplitude de movimento é menor quando comparada ao grupo controle, uma vez que essa não se adequaria corretamente à superfície de apoio devido à fraqueza muscular.

Por outro lado, estudos que abordam os fatores distais sugerem que a pronação subtalar excessiva está frequentemente associada ao desenvolvimento da DFP. (7, 25) A pronação é composta por elementos nos três planos de movimento, sendo eles, a eversão (plano frontal), rotação externa (plano transversal) e dorsiflexão (plano sagital). O retropé realiza movimento triplanar previamente descritos em pacientes com DFP, durante atividades, como a marcha, onde o retropé em relação ao laboratório apresentou maior dorsiflexão comparado ao grupo controle, (44) contradizendo os resultados de Levinger; Gilleard, (2007) que não encontraram diferenças entre os grupos. (45) Outros autores também não observaram diferenças no pico de eversão durante a corrida. (46) No entanto, foi observada maior eversão do retropé em relação ao laboratório em mulheres com DFP durante a subida de escadas (47, 48) e, além disso, Barton et.al, (2012) encontraram correlação entre o pico de eversão do retropé e o pico de rotação interna da tíbia, e entre a amplitude de eversão e a amplitude de adução do quadril em indivíduos com DFP durante a marcha. Segundo a teoria de Tibério (1987), a eversão excessiva do retropé durante a fase de apoio da marcha resulta em maior rotação interna da tíbia devido ao acoplamento do tálus na articulação do tornozelo, e conseqüentemente maior rotação interna e adução do fêmur, contribuindo para a etiologia da DFP. Este estudo não observou diferenças na rotação interna da tíbia, porém é possível observar que a direção do movimento para ambos os grupos foi de rotação interna da tíbia na resposta à carga. (25, 46, 49)

Apesar de não observarmos diferenças nas fases de apoio simples e segundo duplo apoio, nossos resultados são consistentes com outros estudos, que não encontraram diferenças na cinemática do tronco, (29) quadril (12, 29,

30) e joelho (24, 38) ao avaliarem a fase de apoio da descida de escadas. Os resultados da cinemática do quadril durante a descida de escadas são controversos. Enquanto McKenzie et.al, (2010) observaram maior adução e rotação medial do quadril, outros estudos não observaram diferenças na cinemática de adução e rotação medial do quadril (12, 29) Porém, esses estudos avaliaram dados referentes à média angular durante a fase de apoio (12) e a amplitude de movimento na fase de apoio (29) sem a divisão em subfases da fase de apoio.

Estes resultados são os que apresentaram além de diferença estatística, tamanho de efeito intermediário e grande e foram usados na tentativa de explorar a capacidade discriminatória destas variáveis cinemáticas entre mulheres saudáveis e com DFP usando a curva ROC. A diferença identificada entre os grupos durante a descida de escadas para queda contralateral da pelve, apresentou ponto de corte de 1.3 e apresentou os melhores valores de sensibilidade e especificidade de 65.7% e 63.7% respectivamente. Porém, apresenta valores baixos para se detectar diferenças entre os grupos. As demais variáveis mostraram valores menores de sensibilidade e especificidade, e, portanto maior chance de falso negativo e positivo comparado à queda da pelve. Comparado à tarefa de subida de escadas (48) nossos resultados se mostraram semelhantes em termos de sensibilidade e especificidade das variáveis para discriminar mulheres saudáveis de mulheres com DFP, entretanto encontrou variáveis diferentes das encontradas durante a subida de escadas, reforçando nossa suspeita de que mulheres com DFP apresentam comportamento cinemático diferente de acordo com a tarefa executada.

Que seja de nosso conhecimento nenhum estudo avaliou o tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé de forma multi-segmentada e em subfases funcionais do apoio durante a descida de escadas. Entretanto, entendemos que o estudo se beneficiaria da avaliação associada de informações da cinética e EMG, assim como da força muscular para melhor compreender a relação de causa e efeito.

Estes achados ainda podem auxiliar no entendimento da eficácia de intervenções sobre os segmentos distais, como o uso de órteses em pacientes com DFP (1, 50, 51) É possível que as alterações cinemáticas encontradas em mulheres com DFP sejam tarefa dependente, o que explicaria a falta de

consenso a respeito da eversão do retropé. Mais pesquisas em diferentes condições e tarefas devem ser realizadas com modelos multisegmentares do pé para que seja possível elucidar ainda mais este mecanismo.

5. Conclusão

Diferenças cinemáticas entre mulheres com e sem DFP ocorreram apenas no primeiro duplo apoio da descida de escadas, sendo que as variáveis de rotação interna do retropé em relação à tíbia no contato inicial, a queda contralateral da pelve na resposta à carga, a amplitude de rotação externa do retropé em relação à tíbia e de dorsiflexão do antepé em relação ao retropé foram as variáveis que apresentaram melhor sensibilidade e especificidade e conseqüentemente melhor capacidade de discriminar mulheres com e sem DFP. Sendo assim, nossos resultados proporcionaram maior entendimento da cinemática do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé em diferentes subfases do apoio na descida de escadas em mulheres com DFP.

6. Referências Artigo

1. Witvrouw E, Crossley K, Davis I, McConnell J, Powers CM. The 3rd International Patellofemoral Research Retreat: an international expert consensus meeting to improve the scientific understanding and clinical management of patellofemoral pain. *Br J Sports Med.* 2014;48(6):408.
2. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;20(5):725-30.
3. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med.* 2016;50(14):839-43.
4. Collins NJ, Bierma-Zeinstra SM, Crossley KM, van Linschoten RL, Vicenzino B, van Middelkoop M. Prognostic factors for patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med.* 2013;47(4):227-33.
5. Nimon G, Murray D, Sandow M, Goodfellow J. Natural history of anterior knee pain: a 14- to 20-year follow-up of nonoperative management. *J Pediatr Orthop.* 1998;18(1):118-22.
6. Lankhorst NE, van Middelkoop M, Crossley KM, Bierma-Zeinstra SM, Oei EH, Vicenzino B, et al. Factors that predict a poor outcome 5-8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med.* 2016;50(14):881-6.
7. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):639-46.
8. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23(2):203-11.
9. Powers CM, Bolgla LA, Callaghan MJ, Collins N, Sheehan FT. Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(6):A1-54.

10. Magalhães E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M, Abdalla RJ. A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(10):641-7.
11. Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(6):491-501.
12. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(1):12-8.
13. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):671-6.
14. Robinson RL, Nee RJ. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(5):232-8.
15. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SM, van Middelkoop M. Risk factors for patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(2):81-94.
16. Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, Reznichuk DA, Scott Straker J. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26(7):735-40.
17. Brindle TJ, Mattacola C, McCrory J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11(4):244-51.
18. Aminaka N, Pietrosimone BG, Armstrong CW, Meszaros A, Gribble PA. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(4):645-51.
19. Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Res.* 2004;22(2):267-74.
20. Silva DeO, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, Azevedo FM. Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in

individuals with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2015;30(9):971-5.

21. Giles LS, Webster KE, McClelland JA, Cook J. Does quadriceps atrophy exist in individuals with patellofemoral pain? A systematic literature review with meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013;43(11):766-76.

22. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(2):183-9.

23. Kalytczak MM, Lucareli PR, Dos Reis AC, Bley AS, Biasotto-Gonzalez DA, Correa JC, et al. Kinematic and electromyographic analysis in patients with patellofemoral pain syndrome during single leg triple hop test. *Gait Posture*. 2016;49:246-51.

24. 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.

25. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1987;9(4):160-5.

26. Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture*. 2002;15(1):32-44.

27. Protopapadaki A, Drechsler WI, Cramp MC, Coutts FJ, Scott OM. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(2):203-10.

28. McKenzie K, Galea V, Wessel J, Pierrynowski M. Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(10):625-32.

29. Schwane BG, Goerger BM, Goto S, Blackburn JT, Aguilar AJ, Padua DA. Trunk and Lower Extremity Kinematics During Stair Descent in Women With or Without Patellofemoral Pain. *J Athl Train*. 2015;50(7):704-12.

30. Grenholm A, Stensdotter AK, Häger-Ross C. Kinematic analyses during stair descent in young women with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(1):88-94.

31. Aliberti S, Costa MS, Passaro AC, Arnone AC, Sacco IC. Medial contact and smaller plantar loads characterize individuals with Patellofemoral Pain Syndrome during stair descent. *Phys Ther Sport*. 2010;11(1):30-4.
32. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(1):89-98.
33. Evans AM, Copper AW, Scharfbillig RW, Scutter SD, Williams MT. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2003;93(3):203-13.
34. da Cunha RA, Costa LO, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the Brazilian population. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013;43(5):332-9.
35. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990;8(3):383-92.
36. 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.
37. Lucareli PR, Contani LB, Lima B, Rabelo ND, Ferreira CL, Lima FP, et al. Repeatability of a 3D multi-segment foot model during anterior and lateral step down tests. *Gait Posture*. 2016;43:9-16.
38. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2002;16(2):115-23.
39. Nakagawa TH, Moriya É, Maciel CD, Serrão AF. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(9):1747-55.
40. Fukuda TY, Rossetto FM, Magalhães E, Bryk FF, Lucareli PR, de Almeida Aparecida Carvalho N. 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(11):736-42.
41. Fukuda TY, Melo WP, Zaffalon BM, Rossetto FM, Magalhães E, Bryk FF, 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(10):823-30.

42. Cowan SM, Crossley KM, Bennell KL. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *Br J Sports Med.* 2009;43(8):584-8.

43. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med.* 2015;49(5):290.

44. Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture.* 2011;33(2):286-91.

45. Levinger P, Gilleard W. Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. *Gait Posture.* 2007;25(1):2-8.

46. Noehren B, Pohl MB, Sanchez Z, Cunningham T, Lattermann C. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(4):366-71.

47. Silva DeO, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, Albuquerque CE, et al. Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2015;30(2):144-8.

48. de Oliveira Silva D, Barton CJ, Pazzinatto MF, Briani RV, de Azevedo FM. Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2016;35:56-61.

49. Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(7):702-5.

50. Barton CJ, Menz HB, Crossley KM. The immediate effects of foot orthoses on functional performance in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Br J Sports Med.* 2011;45(3):193-7.

51. Barton CJ, Menz HB, Crossley KM. Clinical predictors of foot orthoses efficacy in individuals with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(9):1603-10.

7. Anexos

Tabela 1. Dados demográficos.

	Grupo Controle (n=34)	Grupo DFP (n=34)	Valor p
Idade (anos)	26 (23 - 28)*	23 (20 - 31)*	0.712
Peso (kg)	55 (51 - 61)*	58 (52 - 62)*	0.369
Altura (m)	1.61 (1.60 - 1.70)*	1.60 (1.55 - 1.65)*	0.019
IMC (kg/m ²)	20,5 (19 - 23)*	22,4 (20 - 24)*	0.050
Comprimento MI (cm)	852 (825 - 876)*	835 (798 - 870)*	0.099
FPI (-12 - +12)	5.0 (3 - 6)*	7.0 (5 - 8)*	0.003
NPRS (0 -10)	0	6.5 (5 - 7.25)*	-
AKPS (0 - 100)	100	67.35 ± 9.33**	-
Velocidade (m/s)	0.8 (0.74 - 0.85)*	0.7 (0.67 - 0.79)	0.002
Cadência (passos/min)	69.6 (66.7 - 75.8)*	65.1 (58.3 - 75.05)	0.035

*Dados expressos em mediana (intervalo interquartilico) ** Dados expressos em média ± DP. Abreviações: IMC = Índice de massa corporal; MI = membro inferior; FPI = Foot Posture Index; NPRS = Numerical Pain Rating Scale; AKPS = Anterior Knee Pain Scale.

Tabela 2. Variáveis cinemáticas no contato inicial, resposta à carga e amplitude de movimento durante o primeiro duplo apoio em mulheres com DFP e saudáveis durante a descida de escadas.

	CONTATO INICIAL					RESPOSTA À CARGA					AMPLITUDE DE MOVIMENTO				
	GC*	DFP*	Diferença entre grupos	TE	Valor P	GC*	DFP*	Diferença entre grupos	TE	Valor P	GC*	DFP*	Diferença entre grupos	TE	Valor P
TRONCO															
(+) Inclinação contralateral	2.8 ± 2.0	2.6 ± 2.4	0.1(-0.5, 0.8)	0.1	0.632	1.4 ± 2.4	1.1 ± 2.2	0.4 (-0.3, 1.0)	0.1	0.269	1.6 ± 1.0	1.7 ± 1.2	-0.1 (-0.4, 0.2)	0.1	0.561
(-) Inclinação ipsilateral															
PELVE															
(+) Queda contralateral	-3.1 ± 2.0	-3.7 ± 2.7	0.6 (-0.02, 1.3)	0.2	0.058	-0.6 ± 2.1	-2.0 ± 2.7	1.3 (0.7, 2.0)	0.6	0.000	2.7 ± 1.6	2.1 ± 1.6	0.7 (0.3, 1.1)	0.4	0.001
(-) Elevação contralateral															
QUADRIL															
(+) Adução (-) Abdução	-8.0 ± 4.2	-8.9 ± 4.0	0.9 (-0.2, 2.1)	0.2	0.101	-1.2 ± 4.2	-2.9 ± 3.9	1.7 (0.6, 2.8)	0.4	0.003	6.9 ± 2.6	6.1 ± 2.9	0.8 (0.0, 1.5)	0.3	0.047
(+) Rotação interna	-6.0 ± 7.9	-7.0 ± 7.2	1.0 (-1.1, 3.1)	0.1	0.342	-1.6 ± 7.7	-1.0 ± 7.6	-0.6 (-2.7, 1.5)	0.1	0.561	6.5 ± 3.7	6.9 ± 3.3	-0.4 (-1.3, 0.6)	0.1	0.458
(-) externa															
JOELHO															
(+) Flexão (-) Extensão	6.8 ± 5.3	7.2 ± 4.7	0.3 (-1.7, 1.1)	0.1	0.641	23.4 ± 7.4	24.0 ± 7.5	-0.6 (-2.6, 1.5)	0.1	0.596	16.7 ± 6.0	16.9 ± 5.6	-0.2 (-1.8, 1.4)	0.0	0.777
(+) Varo (-) Valgo	2.0 ± 3.5	2.8 ± 3.3	0.8 (-1.7, 0.2)	0.2	0.105	3.4 ± 4.4	4.6 ± 4.3	-1.2 (-2.4, 0.0)	0.3	0.058	2.1 ± 1.2	2.1 ± 1.5	0.02 (-0.36, 0.39)	0.0	0.934
TÍBIA															
(+) Rotação interna (-) externa	-23.3 ± 7.9	-24.3 ± 6.6	1.0 (-1.0, 3.0)	0.1	0.320	-17.3 ± 8.1	-17.5 ± 6.9	0.2 (-1.9, 2.3)	0.0	0.842	6.6 ± 3.1	7.2 ± 3.1	-0.6 (-1.5, 0.3)	0.2	0.168
RETROPÉ EM RELAÇÃO AO LABORATÓRIO															
(+) Dorsiflexão (-) Flexão plantar	-7.9 ± 4.1	-7.2 ± 4.6	0.7 (-1.9, 0.5)	0.2	0.240	-4.2 ± 2.3	-4.3 ± 2.9	0.1 (-0.6, 0.9)	0.0	0.722	6.6 ± 2.6	5.6 ± 2.9	1.0 (0.3, 1.8)	0.4	0.007
(+) Inversão (-) Eversão	15.1 ± 6.7	15.5 ± 6.7	0.5 (-2.3, 1.4)	0.1	0.627	14.9 ± 6.9	15.5 ± 7.2	-0.6 (-2.6, 1.3)	0.1	0.526	2.6 ± 1.1	2.4 ± 1.4	0.2 (-0.2, 0.5)	0.1	0.284
(+) Rotação interna (-) externa	6.7 ± 6.3	4.3 ± 6.0	2.3 (0.6, 4.0)	0.4	0.007	0.2 ± 6.0	-2.2 ± 4.8	2.3 (0.8, 3.8)	0.4	0.003	7.5 ± 2.5	7.2 ± 2.7	0.3 (-0.4, 1.0)	0.1	0.403
RETROPÉ EM RELAÇÃO À TÍBIA															
(+) Dorsiflexão (-) Flexão plantar	-13.3 ± 4.7	-12.8 ± 4.5	0.5 (-1.8, 0.8)	0.1	0.428	8.6 ± 3.8	7.1 ± 4.1	1.5 (0.4, 2.6)	0.4	0.009	21.9 ± 5.2	20.0 ± 5.0	2.0 (0.6, 3.4)	0.4	0.006
(+) Inversão (-) Eversão	-8.6 ± 9.7	-3.2 ± 10.5	5.4 (-8.2, -2.6)	0.5	0.000	-17.8 ± 8.5	-14.9 ± 11.9	-2.8 (-5.7, 0.0)	0.3	0.051	10.7 ± 5.3	12.1 ± 4.7	-1.4 (-2.8, 0.0)	0.3	0.044
(+) Rotação interna (-) externa	4.7 ± 5.5	0.8 ± 4.8	4.0 (2.5, 5.4)	0.7	0.000	-4.6 ± 6.3	-6.8 ± 5.1	2.2 (0.6, 3.8)	0.4	0.006	9.6 ± 3.4	7.9 ± 3.3	1.7 (0.8, 2.7)	0.5	0.000
ANTEPÉ EM RELAÇÃO AO RETROPÉ															
(+) Dorsiflexão (-) Flexão plantar	-14.2 ± 4.0	-12.6 ± 3.7	1.6 (-2.7, -0.5)	0.4	0.003	2.9 ± 4.7	2.6 ± 4.0	0.3 (-0.9, 1.5)	0.1	0.647	17.1 ± 4.0	15.2 ± 3.9	1.9 (0.8, 2.9)	0.5	0.001
(+) Supinação (-) Pronação	6.6 ± 6.6	3.4 ± 7.3	3.3 (1.4, 5.2)	0.4	0.001	2.0 ± 7.0	-0.1 ± 6.6	2.1 (0.2, 4.0)	0.3	0.029	5.4 ± 2.1	4.1 ± 2.4	1.3 (0.6, 1.9)	0.6	0.000
(+) Adução (-) Abdução	2.2 ± 5.5	3.9 ± 5.2	1.7(-3.1, -0.2)	0.3	0.026	-1.0 ± 4.4	1.1 ± 5.1	-2.1 (0.8, 3.4)	0.4	0.002	4.5 ± 2.0	3.5 ± 1.7	1.0 (0.5, 1.5)	0.5	0.000

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 a 0,2 - sem efeito; 0,2 a 0,5 - pequeno efeito; 0,5 a 0,8 - efeito intermediário e >0,8 grande efeito)

Tabela 3. Valor mínimo, valor máximo e amplitude de movimento das variáveis cinemáticas durante o apoio simples em mulheres com DFP e saudáveis durante a descida de escadas.

Variáveis Cinemáticas	VALOR MÍNIMO			VALOR MÁXIMO			AMPLITUDE DE MOVIMENTO		
	GC*	DFP*	Diferença entre grupos	GC*	DFP*	Diferença entre grupos	GC*	DFP*	Diferença entre grupos
TRONCO									
(+) Inclinação contralateral	-2.5 ± 2.8	-2.8 ± 2.8	0.3 (-0.4, 1.1)	1.6 ± 2.2	1.6 ± 2.1	0.04 (-0.5, 0.6)	4.0 ± 2.3	4.4 ± 2.4	-0.3 (-0.9, 0.3)
(-) Inclinação ipsilateral									
PELVE									
(+) Queda contralateral	-3.2 ± 2	-3.4 ± 1.9	0.1 (-0.4, 0.7)	3.0 ± 1.9	2.9 ± 1.7	0.07(-0.4, -0.6)	6.2 ± 1.9	6.3 ± 2.0	-0.06 (-0.6, 0.5)
(-) Elevação contralateral									
QUADRIL									
(+) Adução (-) Abdução	-2.9 ± 4.0	-3.2 ± 3.5	0.4 (-0.7, 1.4)	4.2 ± 3.6	3.9 ± 3.2	0.3 (-0.6, 1.3)	7.1 ± 2.5	7.1 ± 2.8	-0.02 (-0.7, 0.7)
(+) Rotação interna	-2.8 ± 6.9	-3.4 ± 6.9	0.7 (-1.2, 2.6)	6.4 ± 6.8	5.2 ± 6.7	1.1 (-0.7, 2.9)	9.1 ± 3.3	8.7 ± 3.2	0.4 (-0.4, 1.3)
(-) externa									
JOELHO									
(+) Flexão (-) Extensão	21.2 ± 7.6	20.7 ± 6.9	0.6 (-1.4, 2.5)	63.3 ± 7.9	62.7 ± 7.6	0.6 (-1.5, 2.7)	42 ± 8.1	42 ± 8.4	0.02 (-2.3, 2.3)
(+) Varo (-) Valgo	2.4 ± 4.6	2.1 ± 4.1	0.3 (-0.9, 1.4)	6.0 ± 5.5	5.8 ± 5.2	0.2 (-1.2, 1.7)	3.6 ± 2.0	3.6 ± 2.0	-0.03 (-0.5, 0.5)
TÍBIA									
(+) Rotação interna (-) externa	-20.0 ± 7.3	-20.2 ± 6.9	0.2 (-1.7, 2.2)	-11.6 ± 6.5	-12.1 ± 6.9	0.5 (-1.3, 2.3)	8.4 ± 3.8	8.1 ± 3.7	0.2 (-0.8, 1.2)
RETROPÉ EM RELAÇÃO AO LABORATÓRIO									
(+) Dorsiflexão (-) Flexão plantar	-37.9 ± 9.0	-39.3 ± 8.7	1.4 (-1.0, 3.8)	-3.9 ± 2.9	-4.0 ± 2.9	0.2 (-0.6, 0.9)	34.0 ± 8.6	35.2 ± 8.3	-1.2 (-3.6, 1.1)
(+) Inversão (-) Eversão	11.69 ± 5.5	13.0 ± 6.7	-1.3 (-3.0, 0.3)	15.8 ± 5.4	17.5 ± 6.7	-1.7 (-3.4, -0.4)	4.2 ± 2.1	4.5 ± 2.2	-0.3 (-0.9, 0.2)
(+) Rotação interna (-) externa	-5.6 ± 5.8	-5.1 ± 5.3	-0.4 (-2.0, 1.0)	1.0 ± 6.0	2.0 ± 5.7	-1.0 (-0.6, 2.7)	6.7 ± 2.7	7.2 ± 2.5	-0.6 (-0.1, 1.3)
RETROPÉ EM RELAÇÃO À TÍBIA									
(+) Dorsiflexão (-) Flexão plantar	-17.8 ± 5.8	-18.2 ± 5.4	0.4(-1.1, 1.9)	12.9 ± 5.8	12.6 ± 5.4	0.3 (-1.3, 1.8)	30.6 ± 6.9	30.8 ± 6.3	-0.2 (-2.0, 1.6)
(+) Inversão (-) Eversão	-17.7 ± 10.4	-18.6 ± 11	0.9(-2.0, 3.9)	-1.0 ± 9.7	-1.4 ± 10.3	0.4 (-2.4, 3.1)	16.7 ± 5.3	17.2 ± 5.2	-0.6 (-2.0, 0.9)
(+) Rotação interna (-) externa	-6.5 ± 6.6	-6.3 ± 6.2	-0.1(-1.9, 1.5)	5.3 ± 5.8	5.4 ± 5.2	-0.09 (-1.6, 1.4)	11.7 ± 4.9	11.6 ± 5.1	0.1 (-0.6, 0.5)
ANTEPÉ EM RELAÇÃO AO RETROPÉ									
(+) Dorsiflexão (-) Flexão plantar	-16.4 ± 4.2	-16.1 ± 5.0	-0.2(-1.5, 1.0)	0.48 ± 3.7	0.77 ± 4.3	-0.2 (-0.8, 1.4)	16.8 ± 4.1	16.9 ± 4.4	-0.05(-1.2, 1.1)
(+) Supinação (-) Pronação	-0.42 ± 7.8	0.24 ± 7.0	-0.6(-2.7, 1.4)	5.6 ± 7.7	6.0 ± 6.7	-0.3 (-2.3, 3.1)	6.5 ± 2.1	6.1 ± 2.0	0.4 (-0.2, 0.9)
(+) Adução (-) Abdução	1.0 ± 5.4	0.95 ± 4.9	0.05(-1.3, 1.4)	7.5 ± 6.4	7.2 ± 5.6	0.3 (-1.4, 1.9)	6.5 ± 2.7	6.2 ± 2.5	0.2 (-0.5, 0.9)

Abreviações: GC = grupo controle, DFP =dor femoropatelar. *Dados expressos em média ± DP

Tabela 4. Valor mínimo, valor máximo e amplitude de movimento das variáveis cinemáticas durante o segundo duplo apoio em mulheres com DFP e saudáveis durante a descida de escadas.

Variáveis Cinemáticas	VALOR MÍNIMO			VALOR MÁXIMO			AMPLITUDE DE MOVIMENTO		
	GC*	DFP*	Diferença entre grupos	GC*	DFP*	Diferença entre grupos	GC*	DFP*	Diferença entre grupos
TRONCO									
(+) Inclinação contralateral	-2.8 ± 2.8	-3.2 ± 2.8	0.3 (-0.4, 1.1)	2.9 ± 2.0	3.1 ± 2.3	-0.1 (-0.7, 0.5)	5.8 ± 2.9	6.2 ± 2.8	-0.4 (-1.2, 0.3)
(-) Inclinação ipsilateral									
PELVE									
(+) Queda contralateral	-4.6 ± 2.7	-4.3 ± 2.5	-0.3 (-1.0, 0.4)	3.6 ± 1.6	3.7 ± 1.8	0.1 (-0.6, 0.4)	8.2 ± 2.8	7.9 ± 2.6	0.2 (-0.6, 0.9)
(-) Elevação contralateral									
QUADRIL									
(+) Adução (-) Abdução	-9.2 ± 4.3	-9.1 ± 4.1	-0.1(-1.3, 1.1)	4.3 ± 3.6	4.1 ± 3.2	0.2 (-0.7, 1.1)	13.5 ± 3.7	13.2 ± 3.8	0.3 (-0.73, 1.4)
(+) Rotação interna	-6.0 ± 6.6	-6.2 ± 6.7	0.1 (-1.7, 2.0)	12.7 ± 6.4	12.5 ± 6.5	0.2 (-1.6, 1.9)	18.7 ± 4.9	18.6 ± 5.2	0.03 (-1.4, 1.4)
(-) externa									
JOELHO									
(+) Flexão (-) Extensão	3.7 ± 6.9	3.4 ± 6.0	0.3 (-1.5, 2.1)	104.7 ± 6.4	105.4 ± 6.7	-0.7 (-2.5, 1.1)	100.9 ± 5.3	101.9 ± 5.8	-0.9 (-2.5, 0.5)
(+) Varo (-) Valgo	0.8 ± 4.4	0.8 ± 3.9	0.03 (-1.1, 1.2)	8.3 ± 6.5	8.9 ± 6.6	-0.5 (-2.3, 1.3)	7.5 ± 3.7	8.0 ± 4.2	-0.5 (-1.6, 0.6)
TIBIA									
(+) Rotação interna (-) externa	-25.4 ± 7.0	-24.8 ± 6.7	-0.6 (-2.5, 1.3)	-9.9 ± 5.9	-9.3 ± 5.9	-0.6 (-2.2, 1.0)	15.4 ± 5.2	15.4 ± 5.6	-0.005 (-1.5, 1.5)
RETROPÉ EM RELAÇÃO AO LABORATÓRIO									
(+) Dorsiflexão (-) Flexão plantar	-76.5 ± 10.2	-78.4 ± 10.3	1.9 (-0.9, 4.7)	-0.4 ± 4.9	-1.2 ± 4.3	0.7 (-0.5, 2.0)	76.0 ± 10.4	77.2 ± 10.6	-1.1 (-4.0, 1.7)
(+)Inversão (-) Eversão	4.7 ± 5.3	4.6 ± 6.3	0.1 (-1.5, 1.7)	18.0 ± 5.9	19.2 ± 6.8	-1.2 (-2.9, 0.5)	13.3 ± 4.0	14.6 ± 4.5	-1.3 (-2.5, -0.1)
(+)Rotação interna (-) externa	-8.2 ± 5.1	-8.4 ± 5.1	0.2 (-1.2, 1.6)	8.9 ± 6.4	8.9 ± 5.9	0.03 (-1.7, 1.7)	17.1 ± 3.9	17.3 ± 4.5	-0.1 (-1.3, 1.0)
RETROPÉ EM RELAÇÃO À TIBIA									
(+) Dorsiflexão (-) Flexão plantar	42.2 ± 9.3	42.1 ± 8.5	0.1 (-2.3, 2.6)	24.5 ± 7.3	23.9 ± 6.9	0.6 (-1.4, 2.5)	42.2 ± 9.3	42.1 ± 8.5	0.1 (-2.3, 2.6)
(+)Inversão (-) Eversão	22.3 ± 4.9	23.2 ± 4.9	-0.9 (-2.2, 0.5)	0.4 ± 9.7	0.5 ± 10.0	-0.06 (-2.8, 2.7)	22.3 ± 4.9	23.2 ± 4.9	-0.8 (-2.2, 0.5)
(+)Rotação interna (-) externa	17.2 ± 5.8	16.7 ± 7.0	0.5 (-1.3, 2.2)	5.5 ± 5.8	5.6 ± 5.1	-0.01 (-1.7, 1.4)	17.2 ± 5.8	16.7 ± 7.1	0.4 (-1.3, 2.2)
ANTEPÉ EM RELAÇÃO AO RETROPÉ									
(+) Dorsiflexão (-) Flexão plantar	-16.3 ± 4.2	-16.1 ± 5.0	-0.2 (-1.5, 1.0)	10.9 ± 3.2	11.5 ± 4.3	-0.05 (-1.6, 0.5)	27.4 ± 4.8	27.7 ± 5.6	-0.3 (-1.7, 1.1)
(+) Supinação (-) Pronação	-4.2 ± 8.8	-3.2 ± 7.9	-1.0 (-3.3, 1.2)	5.7 ± 7.7	6.1 ± 7.1	-0.4 (-2.5, 1.6)	9.9 ± 3.3	9.3 ± 3.3	0.6 (-0.3, 1.5)
(+) Adução (-) Abdução	-1.1 ± 5.1	-0.8 ± 4.3	-0.3 (-1.6, 0.9)	10.1 ± 5.3	10.3 ± 5.6	-0.3 (-1.8, 1.2)	11.2 ± 2.6	11.1 ± 3.2	0.06 (-0.7, 0.8)

Abreviações: GC = grupo controle, DFP =dor femoropatelar. *Dados expressos em média ± DP

Tabela 5. Valores de sensibilidade e especificidade, ponto de corte e área sob a curva.

Variáveis	Ponto de corte °	Área	Sensibilidade %	Especificidade %
Contato Inicial				
Eversão do retropé-tíbia	6,56	0,646	42,2	38,2
Rotação interna do retropé-tíbia	2,13	0,714	68,6	61,8
Resposta à carga				
Queda contralateral da pelve	1,30	0,658	65,7	63,7
Amplitude de movimento				
Rotação externa do retropé/tíbia	8,80	0,634	60,8	57,8
Dorsiflexão do antepé	15,65	0,626	63,7	51,0
Pronação do antepé	4,36	0,672	36,3	40,2
Abdução do antepé	3,39	0,642	34,3	49,0

5. Referências Dissertação

1. Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, Noehren B, Bazett-Jones DM, Willson JD, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *Br J Sports Med*. 2014;48(6):411-4.
2. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(5):725-30.
3. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):839-43.
4. Collins NJ, Bierma-Zeinstra SM, Crossley KM, van Linschoten RL, Vicenzino B, van Middelkoop M. Prognostic factors for patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med*. 2013;47(4):227-33.
5. Nimon G, Murray D, Sandow M, Goodfellow J. Natural history of anterior knee pain: a 14- to 20-year follow-up of nonoperative management. *J Pediatr Orthop*. 1998;18(1):118-22.
6. Lankhorst NE, van Middelkoop M, Crossley KM, Bierma-Zeinstra SM, Oei EH, Vicenzino B, et al. Factors that predict a poor outcome 5-8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):881-6.
7. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33(11):639-46.
8. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23(2):203-11.
9. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(2):42-51.

10. Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(6):491-501.
11. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(1):12-9.
12. de Oliveira Silva D, Magalhães FH, Pazzinatto MF, Briani RV, Ferreira AS, Aragão FA, et al. Contribution of altered hip, knee and foot kinematics to dynamic postural impairments in females with patellofemoral pain during stair ascent. *Knee.* 2016;23(3):376-81.
13. 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.
14. Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Res.* 2004;22(2):267-74.
15. Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(7):702-5.
16. Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture.* 2011;33(2):286-91.
17. Powers CM, Bolgla LA, Callaghan MJ, Collins N, Sheehan FT. Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(6):A1-54.
18. Souza RB, Draper CE, Fredericson M, Powers CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(5):277-85.
19. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):671-6.

20. Robinson RL, Nee RJ. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(5):232-8.
21. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(1):12-8.
22. Magalhães E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M, Abdalla RJ. A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(10):641-7.
23. Cowan SM, Crossley KM, Bennell KL. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *Br J Sports Med.* 2009;43(8):584-8.
24. Brindle TJ, Mattacola C, McCrory J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11(4):244-51.
25. Aminaka N, Pietrosimone BG, Armstrong CW, Meszaros A, Gribble PA. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(4):645-51.
26. Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, Reznichak DA, Scott Straker J. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26(7):735-40.
27. Kalytchak MM, Lucareli PR, Dos Reis AC, Bley AS, Biasotto-Gonzalez DA, Correa JC, et al. Kinematic and electromyographic analysis in patients with patellofemoral pain syndrome during single leg triple hop test. *Gait Posture.* 2016;49:246-51.
28. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(2):183-9.
29. Silva DeO, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, Azevedo FM. Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2015;30(9):971-5.

30. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SM, van Middelkoop M. Risk factors for patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(2):81-94.
31. Giles LS, Webster KE, McClelland JA, Cook J. Does quadriceps atrophy exist in individuals with patellofemoral pain? A systematic literature review with meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43(11):766-76.
32. Stefanik JJ, Zhu Y, Zumwalt AC, Gross KD, Clancy M, Lynch JA, et al. Association between patella alta and the prevalence and worsening of structural features of patellofemoral joint osteoarthritis: the multicenter osteoarthritis study. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2010;62(9):1258-65.
33. Rockar PA. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(6):361-72.
34. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;9(4):160-5.
35. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture.* 2009;30(4):405-16.
36. Noehren B, Pohl MB, Sanchez Z, Cunningham T, Lattermann C. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(4):366-71.
37. Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture.* 2002;15(1):32-44.
38. Protopapadaki A, Drechsler WI, Cramp MC, Coutts FJ, Scott OM. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22(2):203-10.
39. Zachazewski JE, Riley PO, Krebs DE. Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. *J Rehabil Res Dev.* 1993;30(4):412-22.
40. McKenzie K, Galea V, Wessel J, Pierrynowski M. Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(10):625-32.

41. Schwane BG, Goerger BM, Goto S, Blackburn JT, Aguilar AJ, Padua DA. Trunk and Lower Extremity Kinematics During Stair Descent in Women With or Without Patellofemoral Pain. *J Athl Train*. 2015;50(7):704-12.
42. Grenholm A, Stensdotter AK, Häger-Ross C. Kinematic analyses during stair descent in young women with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(1):88-94.
43. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Comparison of hip and knee strength and neuromuscular activity in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Int J Sports Phys Ther*. 2011;6(4):285-96.
44. Aliberti S, Costa MS, Passaro AC, Arnone AC, Sacco IC. Medial contact and smaller plantar loads characterize individuals with Patellofemoral Pain Syndrome during stair descent. *Phys Ther Sport*. 2010;11(1):30-4.
45. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(1):89-98.
46. Evans AM, Copper AW, Scharfbillig RW, Scutter SD, Williams MT. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2003;93(3):203-13.
47. da Cunha RA, Costa LO, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the Brazilian population. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013;43(5):332-9.
48. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990;8(3):383-92.
49. 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.
50. Stebbins J, Harrington M, Thompson N, Zavatsky A, Theologis T. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture*. 2006;23(4):401-10.
51. Lucareli PR, Contani LB, Lima B, Rabelo ND, Ferreira CL, Lima FP, et al. Repeatability of a 3D multi-segment foot model during anterior and lateral step down tests. *Gait Posture*. 2016;43:9-16.

52. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2002;16(2):115-23.

6. Anexos

ANEXO 1 - PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: O Efeito da inclusão do treino sensório motor ao fortalecimento muscular sobre a análise cinemática de pacientes com dor femoropatelar durante a tarefa de subir e descer escadas: Ensaio Clínico Cego e Aleatorizado

Pesquisador: Aline de Almeida Novello

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 49273715.7.0000.5511

Instituição Proponente: ASSOCIACAO EDUCACIONAL NOVE DE JULHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.249.077

Apresentação do Projeto:

Esse é um ensaio clínico controlado aleatorizado que irá avaliar 34 mulheres fisicamente ativas com dor anterior no joelho por um período mínimo de 6 meses. Essas mulheres serão aleatorizadas em dois grupos de tratamento (grupo fortalecimento e grupo sensório-motor) e serão submetidas a 4 semanas de fortalecimento da musculatura extensora do joelho e abdução e rotadora lateral do quadril, associado a isso, receberão treinamento de equilíbrio, coordenação e controle do membro inferior.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar o efeito do acréscimo do treino sensório motor ao fortalecimento dos músculos do complexo póstero-lateral do quadril e extensores do joelho sobre

a análise cinemática tridimensional de tronco e membros inferiores durante a tarefa de subir e descer escadas, força muscular, dor e função de membros inferiores, em mulheres com dor femoropatelar (DFP).

Objetivo Secundário:

Avaliar o efeito do acréscimo do treino sensório motor do tronco e membros inferiores ao fortalecimento dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril e extensores do joelho na cinemática do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé durante a tarefa de subir e descer escadas em mulheres com DFP;

Avaliar o efeito do acréscimo do treino sensório motor do tronco e membros inferiores ao fortalecimento dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril e extensores do joelho na força muscular dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril, e extensores do joelho em mulheres com DFP.

Avaliar o efeito do acréscimo do treino sensório motor do tronco e membros inferiores ao fortalecimento dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril e extensores do joelho na dor e função de membros inferiores em mulheres com DFP.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Como a amostra será composta por pacientes que apresentam sintomas álgicos, um leve desconforto pode ser apresentado durante a execução dos testes, entretanto, eles serão supervisionados continuamente pelos pesquisadores, que tomarão as medidas cabíveis, caso necessário. Para diminuir o risco de qualquer incidente durante o teste, as pacientes irão receber orientações e esclarecimentos antes da realização de cada procedimento. Se forem apresentados sintomas como desequilíbrio, tontura, intolerância a postura, algum movimento indesejado, ou qualquer outro tipo de mal-estar, a intervenção será imediatamente interrompida.

Benefícios:

Como benefícios as participantes receberão o tratamento para DFP durante quatro semanas.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa clínica adequada do ponto de vista ético.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE foi apresentado e está de acordo com as solicitações do CONEP.

Recomendações:

Não há recomendações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências

.

Considerações Finais a critério do CEP:

Projeto aprovado

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 29 de Setembro de 2015

Assinado por:
Stella Regina Zamuner
(Coordenador)

ANEXO 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO
UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO

Nome: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ CEP: _____

Telefone: _____

E-mail: _____

As Informações contidas neste prontuário foram fornecidas por **Aline de Almeida Novello** (Aluna do Curso de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE), 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: Análise cinemática tridimensional do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé durante a subida e descida de escadas em mulheres com e sem dor femoropatelar

2. Objetivo: Comparar a cinemática do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé em mulheres com dor femoropatelar e mulheres saudáveis durante a subida e a descida de escadas.

3. Justificativa: Este estudo justifica-se pela necessidade clínica e científica de comparar a cinemática do tronco, pelve e membros inferiores durante a subida e a descida de escadas em indivíduos com e sem dor femoropatelar para que posteriormente novas abordagens terapêuticas possam ser inseridas com base nas alterações do movimento.

4. Experimental: Serão incluídas no estudo mulheres com dor femoropatelar, com idade entre 18 e 35 anos, fisicamente ativas e que apresentem dor anterior no joelho por um período mínimo de 6 meses, em pelo menos duas das seguintes atividades: ficar sentado por tempo prolongado, subir ou descer escadas, agachamento, corrida e saltos e mulheres sem dor no joelho. Serão excluídas do estudo voluntárias com histórico de cirurgia no membro inferior,

episódios repetidos de luxação da patela, disfunções associadas na articulação do joelho como lesões meniscais e/ou ligamentares, distúrbios cardíacos, no aparelho locomotor ou com discrepância de comprimento dos membros inferiores maior que 1 cm. Todas as participantes incluídas no estudo serão inicialmente submetidas à coleta dos dados pessoais (nome, gênero, idade, endereço, telefone) e dados antropométricos (altura, peso corporal e medidas do quadril, joelho, pés e pernas). A avaliação da dor e da função será feita através de uma escala de dor e de um questionário (sob supervisão e orientação do examinador), e a avaliação cinemática (dos movimentos das pernas) será feita durante a tarefa de subir e descer uma escada de três degraus, porém todas as voluntárias serão previamente familiarizadas com o procedimento.

A escala de dor consiste de uma escala de 11 pontos, sendo que o paciente pontua sua dor de 0, “como “sem dor alguma” e 10, “a pior dor que poderia sentir”. O questionário de dor anterior no joelho consiste em 13 itens relacionados a dor e função do joelho durante as atividades de vida diária. O tempo máximo para responder a escala de dor e ambos os questionários não ultrapassa 5 minutos. Para análise da subida e descida de escadas, a voluntária deverá estar de shorts curto e top, para colocação de um total de 49 marcadores que refletem a luz, no corpo (nas costas, coxas, pernas e pés) através de fita adesiva dupla-face hipoalergênica. A subida e a descida de escadas será orientada para ser realizada em velocidade confortável para a paciente e será fornecido um intervalo de 1 minuto entre cada repetição.

5. Desconforto ou Riscos Esperados: As voluntárias do estudo serão submetidas a riscos mínimos durante o período experimental, porém algum desconforto pode ser apresentado durante a execução da subida e descida de escadas. A pesquisa será interrompida e a voluntária será excluída do estudo caso ocorra qualquer sensação de dor ou desconforto considerada anormal pelo voluntário durante a avaliação proposta neste estudo, com aumento dos sintomas maior que 2 pontos quando avaliados na escala visual de dor, e, neste caso, a voluntária passará a ser tratada no mesmo ambulatório com outros recursos fisioterapêuticos disponíveis. Na persistência dos sintomas a paciente será encaminhada para reavaliação médica.

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: O participante tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo sem qualquer prejuízo pessoal ou moral, sendo este durante a aplicação dos questionários ou durante a realização do protocolo de atendimento.

9. Aspecto Legal: Este estudo será 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: Aline de Almeida Novello (11) 98730-4481 e Paulo Roberto Garcia Lucareli (11) 3385-9122.

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 2015.

Nome do responsável (por extenso): _____

Assinatura: _____

1ª via: Instituição

2ª via: Voluntário

ANEXO 3 - Ficha de Avaliação**UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO**

Programa de Pós Graduação – Mestrado em Ciências da Reabilitação

Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise do Movimento – NAPAM

Ficha de Avaliação

Mestranda: Aline de Almeida Novello Orientador: Paulo Roberto Garcia
Lucareli

Identificação e Inclusão

DATA: _____

Nome da Voluntária _____ Idade _____ anos

Endereço _____

Telefones: _____

Email: _____

1. Assinale em quais situações você sente dor:

- () Muito tempo em pé
- () Muito Tempo sentada
- () Subir e descer escadas
- () Ajoelhar
- () Em agachamentos
- () Saltos

1. Dados Antropométricos:

- ✓ Altura _____ mm
- ✓ Peso _____ kg

- ✓ Comprimento de membro inferior _____ mm
- ✓ Distância entre as EIAS _____ mm

- ✓ Diâmetro do Joelho D _____ mm
- ✓ Diâmetro do Joelho E _____ mm

- ✓ Diâmetro do TNZ E _____ mm
- ✓ Diâmetro do TNZ D _____ mm

- ✓ Torção Tibial D _____ mm
- ✓ Torção Tibial E _____ mm

ANEXO 4 - Foot Posture Index

ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ - Foot Posture Index®

Nome do Paciente: _____

	Fator	Plano	SCORE 1		SCORE 2		SCORE 3	
			Date _____		Date _____		Date _____	
			Comment _____		Comment _____		Comment _____	
			<i>E</i> -2 to +2	<i>D</i> -2 to +2	<i>E</i> -2 to +2	<i>D</i> -2 to +2	<i>E</i> -2 to +2	<i>D</i> -2 to +2
A n t e p é	Palpação da cabeça do Tálus	<i>Transverso</i>						
	Curvas acima e abaixo do maléolo lateral	<i>Frontal/ transverso</i>						
	Inversão e Eversão do calcâneo	<i>Frontal</i>						
R e t r o p é	Proeminência na região de talonavicular	<i>Transverso</i>						
	Congruência do arco longitudinal medial	<i>Sagital</i>						
	Abução e Adução de Antepé							
	TOTAL							

©Anthony Redmond 1998

Valores de Referência:

Normal= 0 a +5

Pronado= +6 a +9 Excessivamente Pronado = 10+

Supinado= -1 a -4 Excessivamente Supinado = -5 a -12

ANEXO 5 - Anterior Knee Pain Scale

BRAZILIAN PORTUGUESE VERSIONS OF THE INSTRUMENTS

ESCALA PARA DOR ANTERIOR DO JOELHO (EJAJ - AKPS)

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

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

ANEXO 6 – Numerical Pain Rating Scale

ESCALA DE AVALIAÇÃO NUMÉRICA DA DOR (NPRS)

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

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

De: eesserver@eesmail.elsevier.com <eesserver@eesmail.elsevier.com> em nome de Clinical Biomechanics <eesserver@eesmail.elsevier.com>
Enviado: quinta-feira, 12 de janeiro de 2017 14:47
Para: plucareli@hotmail.com; paulolucareli@uni9.pro.br
Assunto: Submission Confirmation

Dear Paulo,

Your submission entitled "Comparative and discriminatory kinematic analysis of proximal, local and distal factors during descending stairs between patellofemoral pain and asymptomatic women." under article type: Research Paper has been received by Clinical Biomechanics.

You may check on the progress of your paper by logging on to the Elsevier Editorial System as an author. The URL is <http://ees.elsevier.com/clb/>.

Your username is: plucareli@hotmail.com
If you need to retrieve password details,
please go to: http://ees.elsevier.com/clb/automail_query.asp

Your manuscript will be given a reference number once an Editor has been assigned.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Elsevier Editorial System
Clinical Biomechanics

