

UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO

Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

ANDRÉ NOGUEIRA FERRAZ DE CARVALHO E SILVA

**SENSIBILIDADE E ESPECIFICIDADE DO TESTE *LATERAL STEP DOWN* EM
DETECTAR DIFERENÇAS EM MULHERES COM DFP E SAUDÁVEIS.**

São Paulo, SP

2016

ANDRÉ NOGUEIRA FERRAZ DE CARVALHO E SILVA

**SENSIBILIDADE E ESPECIFICIDADE DO TESTE *LATERAL STEP DOWN* EM
DETECTAR DIFERENÇAS EM MULHERES COM DFP E SAUDÁVEIS.**

Dissertação 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

Silva, André Nogueira Ferraz de Carvalho e.

Sensibilidade e especificidade do teste step down lateral em detectar diferenças em mulheres com DFP e saudáveis. / Silvia Goes costa 2016. 68 f.

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

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

1. Cinemática. 2. Dor femoropatelar. 3. Lateral step down. 4 Joelho.

I. Lucareli, Paulo Roberto Garcia.

II. Título.

CDU 615.8

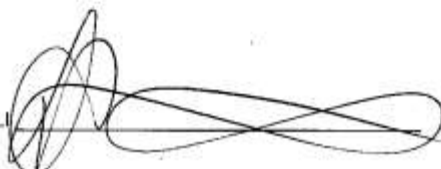
São Paulo, 15 de dezembro de 2016.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno(a): André Nogueira Ferraz de Carvalho e Silva

Título da Dissertação: "SENSIBILIDADE E ESPECIFICIDADE DO LATERAL STEP DOWN TEST EM DETECTAR DIFERENÇAS EM MULHERES COM DFP E SAUDÁVEIS".

Presidente: PROF. DR. PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELLI



Membro: PROF. DR. FABIANO POLITTI



Membro: PROFA. DRA. LIU CHIAO YI



DEDICATÓRIA

Esse trabalho é dedicado a meu pai Antônio Firmino e a minha mãe Maria Stela e principalmente a minha querida esposa Vanessa Siqueira Rodrigues Nogueira Ferraz que esteve ao meu lado em todos os momentos da minha vida, compartilhando e apoiando minhas decisões. Dedico ao meu sócio Gustavo Colonezi, sem ele auxiliando e suprimdo a minha ausência na clínica, nada disso seria possível. Em especial ao meu grande mestre e orientador Paulo Roberto Garcia Lucareli, que teve todo o empenho para que esse trabalho pudesse se tornar realidade e que ao longo desses dois anos me passou muito de todo o seu conhecimento.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a toda equipe do NAPAN por fazer com que nosso laboratório seja destaque nas linhas de pesquisa em que trabalhamos, pela ajuda de cada um em diversos momentos ao longo desses dois anos de mestrado. A toda equipe da Club Fisio que permitiu com que eu me ausentasse e pudesse tranquilamente desenvolver minha tese. Agradeço a todos os professores pelos ensinamentos nas diversas áreas ao longo de minha trajetória acadêmica e em especial ao querido professor Fabiano Politti pela imensa colaboração e contribuição no nosso trabalho.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Modelo <i>Plug in Gait</i> ®.....	17
Figura 2: <i>Oxford Foot Model</i> ®.....	17
Figura 3: Colocação dos marcadores nas articulações para o sistema de coordenadas para o modelo do pé: (A) Vista lateral, (B) Vista Medial e (C) Ilustração dos marcadores.....	18
Figura 4: Marcadores estáticos para calibração.....	19
Figura 5: Marcadores estáticos para calibração.....	19

LISTA DE ABREVIATURAS

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

C7: Sétimo processo espinhoso cervical

CLAV: *Clavicle*

DFP: Dor Femoropatelar

FPI: *Foot Posture Index®*

FFHFA: *Forefoot in relation to the hindfoot*

HFTFL: *Hindfoot in relation to the laboratory*

HFTBA: *Hindfoot in relation to the tibia*

LANK: *Left Ankle*

LASI: *Left anterior spine iliac*

LCPG: *Left Wand Marker on the Heel Pointing in Cranial Direction*

LEDs: *Light-emitting diode*

LEFS: *Lower Extremity Functional Scale*

LD1M: *Left Distal 1st metatarsal*

LD5M: *Left Distal 5th metatarsal*

LHEE: *Left Heel*

LHFB: *Left Head Fibula*

LHLX: *Left Base of Hallux*

LKNE: *Left Knee*

LMMA: *Left Medial Malleolus*

LPCA: *Left Posterior Calcaneus*

LPSI: *Left posterior spine iliac*

LP1M: *Left Proximal 1st Metatarsal*

LP5M: *Left Proximal 5th Metatarsal*

LSD: *Lateral step down*

LSHN: *Left Shin*

LSHO: *Left Shoulder*

LSTL: *Left sustentaculum tali*

LTHI: *Left Thigh*

LTHI1: *Left Thigh 1*

LTIB: *Left Tibia*

LTOE: *Left Toe*

LTUB: *Left Tuberosity*

NPRS: *Numerical Pain Rating Scale*

OFM: *Oxford Foot Model®*

PIG: *Plug in Gait*

RANK: *Right Ankle*

RASI: *Right anterior spine iliac*

RBACK: *Right Back*

RCPG: *Right Wand Marker on the Heel Pointing in Cranial Direction*

RD1M: *Right Distal 1st Metatarsal*

RD5M: *Right distal 5th metatarsal*

RHEE: *Right Heel*

RHFB: *Right Head Fibula*

RHLX: *Right Base of Hallux*

RKNE: *Right Knee*

RMMA: *Right Medial Malleolus*

RPCA: *Right Posterior Calcaneus*

RPSI: *Right posterior spine iliac*

RP1M: *Right Proximal 1st Metatarsal*

RP5M: *Right Proximal 5th metatarsal*

RSHN: *Right Shin*

RSTL: *Right Sustentaculum Tali*

RSHO: *Right Shoulder*

RTHI: *Right Thigh*

RTHI1: *Right Thigh 1*

RTIB: *Right Tibia*

RTOE: *Right Toe*

RTUB: *Right Tuberosity*

STR: *Sternum*

SPSS: *Statistical Packge for the Social Sciences*

T10: *Décimo processo espinhoso torácico*

UNINOVE: *Universidade Nove de Julho*

SUMÁRIO

1. Contextualização.....	08
2. Objetivos.....	13
3. Materiais e Métodos.....	13
3.1 Desenho doEstudo.....	13
3.2 Local de Realização do estudo.....	13
3.3 Participantes.....	13
3.4 Aspectos Éticos.....	14
3.5 Riscos e Benefícios.....	14
3.6 Instrumentação.....	14
3.6.1 Identificação e Dados antropométricos.....	14
3.6.2 Escalas de Avaliação Funcional.....	14
3.7 Cinemática.....	14
3.7.1 Calibrações doEquipamento.....	15
3.7.2 Familiarização dos Sujeitos.....	16
3.7.3 Colocação dos Marcadores.....	16
4. Descrição daTarefa.....	20
5. Processamento deDados.....	20
6. AnáliseEstatística.....	21
7. Resultados.....	22
8. Discussão.....	27
9. Implicações Clínicas.....	29
10.Limitação do Estudo.....	30
11. Conclusão.....	30
12. Artigo.....	31
13. Referências.....	52
14. Anexos.....	57

PREFACIO

Essa tese 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 tese em 3 capítulos: 1: contextualização; 2: Métodos, 3: Resultados e Discussão.

No primeiro capítulo é apresentado um panorama geral da literatura a respeito do assunto abordado. No nosso caso, dividimos a contextualização em três itens, sendo o primeiro para descrever sobre a etiologia da dor femoropatelar, assim como a sua incidência, opções de tratamento conservador. No segundo item, abordamos as alterações biomecânicas encontradas em pacientes com a dor femoropatelar e por fim no terceiro item, descrevemos a respeito do *lateral step down*, teste utilizado em nossa avaliação. 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 é apresentado os métodos utilizados no artigo escrito pelo aluno durante a sua formação. Na presente dissertação, encontram-se 1 artigo escrito

O terceiro e último capítulo, os resultados, devem ser o artigo escrito durante a formação do aluno dentro da Universidade.

RESUMO

Introdução: A dor femoropatelar (DFP) é descrita como uma dor anterior no joelho, agravada em subida e descida de escadas, agachamentos, corridas e tempo prolongado na posição sentado. Alterações proximais como de tronco, quadril, queda da pelve, adução e rotação medial do fêmur podem causar a dor. Recentemente, novos estudos apontam que alterações distais influenciam na DFP. **Objetivo:** Analisar a cinemática do tronco, membros inferiores, retropé e antepé durante o início do movimento, 15°, 30° e 45° de flexão do joelho e sua capacidade discriminatória entre pacientes com DFP e saudáveis no *lateral step down*. **Métodos:** Trinta e quatro mulheres sedentárias saudáveis e trinta e quatro mulheres com a DFP, foram avaliadas na cinemática tridimensional durante *Lateral Step Down* no início do movimento, 15°, 30° e 45° de flexão do joelho. Foram feitas análises entre os grupos e aplicado as Curvas de Características de Operação do Receptor (ROC) para determinar a capacidade discriminatória entre eles. **Resultados:** Diferenças foram encontradas entre os grupos sendo mais evidentes a 30° e 45° de flexão do joelho no grupo DFP no tronco e membros inferiores. **Conclusão:** As principais alterações cinemáticas acontecem a 30° e 45° de flexão do joelho. A 30° de flexão do joelho, as principais variáveis para discriminar mulheres com a DFP das saudáveis são: a queda da pelve, adução do quadril, eversão do retropé em relação ao solo e pronação do antepé em relação ao retropé, já a 45°, a principal variável é a eversão do retropé em relação ao solo.

Palavras chave: cinemática; dor femoropatelar; *lateral step down*, joelho

ABSTRACT

Background: Patellofemoral pain (PFP) is described as anterior knee pain, aggravated by negotiating stairs, squats, running and prolonged sitting. Proximal changes such as trunk, pelvic drop, hip adduction and medial rotation may cause pain. Recently, new studies have indicated that distal changes influence PFP. **Objective:** Analyze trunk, lower limbs, rearfoot and forefoot kinematics during the beginning of the movement, 15°, 30° and 45° of knee flexion and their discriminatory capacity between patients with PFP and healthy on the lateral step down. **Methods:** Thirty-four healthy sedentary women and thirty-four women with PFP were evaluated in three-dimensional kinematics during Lateral Step Down at the beginning of the movement, 15°, 30° and 45° of knee flexion. Analyzes were performed between the groups and the Receiver Operational Characteristic Curves (ROC) were applied to determine the discriminatory capacity between them. **Results:** Differences were found between the groups being more evident at 30° and 45° of knee flexion in the PFP group in the trunk and lower limbs. **Conclusion:** The main kinematic changes occur at 30° and 45° of knee flexion. At 30° of knee flexion, the main variables to discriminate women with PFP from the healthy ones are: pelvic drop, hip adduction, rearfoot eversion in relation to the ground and forefoot pronation in relation to the rearfoot, already at 45°, a main variable is the eversion of the rearfoot in relation to the ground.

Keywords: kinematics; patellofemoral pain; Lateral Step Down.

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

1.1 Dor femoropatelar

A dor femoropatelar (DFP), é uma desordem que comumente afeta adolescentes e adultas jovens, representando até 40% dos problemas de joelhos tratados em centros especializados (WITVROUW et al, 2014). Caracterizada por dor difusa na região anterior do joelho que se agrava em atividades como agachamentos, subir e descer escadas, atividades repetitivas, atividades de alto impacto como a corrida e tempo prolongado na posição sentada (WITVROUW et al, 2014; GILES, et al, 2013; BOLING et al 2010).

A dor anterior do joelho como é descrita a DFP, apresenta alguns sintomas durante os movimentos de flexão e extensão do joelho como a crepitação na articulação femoropatelar, dor a palpação das facetas patelares, tendão patelar e gordura de Hoffa e possível derrame articular (CROSSLEY et al, 2016). Segundo o último consenso, a etiologia da DFP ainda não é totalmente conhecida, e a abordagem deve ser feita de forma multifatorial (CROSSLEY et al, 2016).

Lack et al, 2015 em sua revisão sistemática identificaram 14 estudos que abordavam a reabilitação em indivíduos com a dor femoropatelar. Desses, 7 estudos se mostraram com alta qualidade. Existe forte evidência de que a abordagem proximal associada com ao fortalecimento do quadríceps femoral melhoram a função nos indivíduos com a DFP à curto prazo, ou seja, em até 8 semanas de tratamento.

Contudo, as evidências já se tornam moderadas quando falamos em um tratamento a médio e a longo prazo (LACK et al, 2015). Fukuda et al 2012, observou que pacientes que receberam o fortalecimento proximal associado ao quadríceps femoral mantiveram-se sem dor após 1 ano após terem sido tratadas.

Em 2012, Nakagawa et al, visando aprimorar o tratamento para os pacientes com a DFP, acrescentaram em seu protocolo, o fortalecimento do tronco, pois observaram que pacientes com a dor femoropatelar apresentavam alterações durante atividades funcionais. Alterações estas que Baldon e

colaboradores, 2014 também detectaram e abordaram em seu protocolo de tratamento.

Por se tratar de uma causa multifatorial, Barton et al, 2012 e Thoborg et al, 2015 investigaram as possíveis influências das alterações no retropé, como o aumento da eversão em pacientes com a DFP, sugerindo assim uma abordagem distal para pacientes com essas alterações. Com isso, foi sugerido a utilização de órteses para os pés, corrigindo o colapso medial da patela e observado melhora na dor em pacientes com a DFP, em um período de 6 semanas de tratamento (Collins et al, 2008; Barton, Menz e Crossley, 2010).

Com tudo, Crossley et al, 2016 descrevem que as alterações biomecânicas apresentadas por pacientes com a dor femoropatelar podem ser proximais e distais, sendo necessária uma investigação detalhada para traçar a melhor estratégia de tratamento para cada indivíduo.

1.2 Alterações Biomecânicas

Inúmeros autores citam que o excesso de rotação medial e adução do quadril em cadeia cinética fechada, em atividades como subir e descer escadas e no agachamento, aumentam o stress retropatelar, aumentando a pressão no osso subcondral subjacente, podendo resultar no quadro de dor. (POWERS, 2003; SALSICH e PERMAN, 2007; WILLSON e DAVIS, 2008 e WILLSON et al 2008; WITVROUW et al, 2014).

Na década passada foi teorizado possíveis influências dos movimentos anormais do fêmur, tibia e do pé em pacientes que desenvolvem a DFP. Os movimentos anormais tanto nas articulações proximais como nas distais, podem levar ao mal alinhamento da patela em relação ao fêmur, aumentando o stress retropatelar. Quando o indivíduo apresenta aumento da pronação subtalar, associadamente ocorre o aumento da rotação medial da tibia de forma excessiva, repercutindo assim na articulação patelofemoral. Da mesma forma que o aumento na rotação medial femoral excessiva, também proporciona a sobrecarga articular, sendo esses, fatores que podem levar ao aparecimento da DFP (Powers, 2003). A inclinação do tronco, queda da pelve e adução do quadril também são fatores que influenciam na redução do controle do movimento em cadeia cinética fechada quando o indivíduo está em apoio unipodal (Powers e Souza, 2010; Nakagawa et al, 2012).

Durante o agachamento unipodal mensurado por meio ressonância nuclear magnética (RNM) dinâmica, observou-se aumento da rotação medial do fêmur quando o joelho estava a menos de 10° de flexão do joelho associado à redução da área de contato nas facetas laterais da patela. Estes achados corroboram com os encontrados por Salsich e Perman (2007) descreveram que pacientes com a DFP possuem menor área de contato na articulação femoropatelar durante contração do quadríceps femoral durante RNM estática com o joelho em extensão completa comparado ao grupo controle. Em outro estudo, também utilizando a RNM estática, foi observado novamente que a patela teve menor área de contato com o fêmur a 0° de flexão do joelho no grupo DFP e que a 20° e 40° de flexão do joelho, a patela permaneceu estável quando comparado ambos os grupos (SALSICH e PERMAN, 2013). Isso pode ter ocorrido pela excursão da patela, que com maior grau de flexão do joelho migra inferiormente e torna-se mais estável entre os sulcos femorais (SALSICH e PERMAN, 2013).

Crosley et al (2016) descrevem a importância da avaliação multifatorial, dando enfoque para os problemas distais, causados pelas alterações na dorsiflexão do tornozelo, eversão e pronação do retropé. De Oliveira Silva et al (2015) observaram que durante a subida de escadas, a amplitude de movimento de eversão do retropé apresentou-se alterada quando comparado ao grupo controle. Em outro estudo, também analisando a subida de escadas, foi avaliado os picos angulares da adução do quadril, flexão do joelho e eversão do retropé, foi encontrado que quando comparado ao grupo controle, pacientes com a DFP, apresentam o pico de adução do quadril e eversão do retropé maiores, sendo esse um dos fatores para o possível aparecimento da dor (De Oliveira Silva et al, 2016).

Entretanto, Scattone Silva et al (2015) avaliaram a influência do antepé varo na cinemática do quadril e joelho em adolescentes saudáveis e assintomáticos em diferentes ângulos de flexão do joelho, separando os momentos em descida e subida do agachamento unipodal, a 15°, 30°, 45° e 60° de flexão do joelho, observando que o grupo com o antepé varo apresentou maior rotação medial do fêmur comparado ao grupo controle, enquanto a adução do quadril e abdução do joelho não apresentaram alterações cinemáticas.

1.3 *Lateral Step Down*

O método de avaliação de indivíduos com a DFP é realizado principalmente através de testes clínicos funcionais, como o agachamento bipodal (ESCAMILLA et al, 2009) agachamento unipodal (POWERS, 2003), *single Leg Triple Hot Test* (BLEY et al, 2014; DOS REIS, 2015) *Anterior Step Down* (CHINKULPRASERT C et al, 2011) e o *lateral step down* (ALON e KOZOL, 2010; ALON et al, 2014).

O *Lateral Step Down*, vem sendo utilizado na prática clínica por ser um teste de fácil execução, capaz de detectar alterações no tronco e membros inferiores (ALON e KOZOL, 2010; ALON et al, 2014). As principais alterações que o *lateral step down* detecta, são no plano frontal, por exigir mais dos músculos que trabalham nesse plano. Entre as principais alterações estão a inclinação do tronco, queda da pelve, adução do quadril, eversão e pronação do retopé e antepé (ALON et al, 2014).

Buscando aprimorar a avaliação cinemática do pé, analisando de forma detalhada as alterações no retopé e antepé, Lucareli et al, (2016) avaliaram em seu estudo, se o modelo biomecânico *Oxford Foot Model®* era reprodutível para a avaliação multi-segmentada dos pés durante a execução do LSD, uma vez que estudos recentes como os de Barton et al, 2012 e Thoborg et al, 2015 mostram a influência das alterações do retopé em pacientes que evoluem com a DFP. Lucareli e colaboradores (2016) observaram que o modelo foi reprodutível para a execução do LSD, sendo esse um bom teste para avaliar as possíveis alterações em pacientes com a dor femoropatelar.

Um estudo comparou vinte e nove mulheres saudáveis durante a realização do LSD e observaram que as mulheres com uma moderada qualidade de execução do teste em uma escala pré-determinada de seis pontos, apresentam redução na dorsiflexão do tornozelo e aumento na adução do quadril quando comparadas as com boa qualidade de execução da mesma tarefa (ALON e KOZOL, 2010). Em 2014, Alon e colaboradores buscando entender o padrão associado dos movimentos em indivíduos com a DFP, avaliaram setenta e nove pacientes com diagnóstico da dor femoropatelar e novamente puderam observar que indivíduos com moderada qualidade na execução do teste apresentaram redução da dorsiflexão do tornozelo e

aumento na adução do quadril associando isso a uma menor força dos músculos do quadril em pacientes com a DFP.

Independente das alterações biomecânicas já descritas na literatura, pouco se sabe sobre os mecanismos cinemáticos associados aos diferentes ângulos de flexão do joelho e sua influência nos segmentos distais e proximais em pacientes com a DFP durante os diversos testes funcionais utilizados (SALSICH e PERMAN, 2007).

Com isso, o presente estudo justifica-se pela necessidade clínica e científica de investigar qual a alteração entre a inclinação tronco, queda da pelve, adução do quadril, flexão do joelho, dorsiflexão tornozelo, eversão, pronação e abdução do retropé e antepé, durante o *lateral step down* podem determinar a evolução da dor femoropatelar em diferentes angulações de flexão do joelho.

A hipótese desse estudo é que comparados ao grupo controle, mulheres com DFP apresentariam maior inclinação ipsilateral do tronco, queda contralateral da pelve, adução e rotação medial do quadril, valgo do joelho, assim como menor flexão do joelho e dorsiflexão do retropé em relação a tibia e maior eversão, rotação lateral do retropé em relação à tibia, maior pronação, dorsiflexão e abdução do antepé em relação ao retropé durante o *lateral step down*.

2. OBJETIVOS

2.1 Geral

O objetivo desse estudo foi de comparar a cinemática do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo, retropé e antepé durante o início do movimento, 15°, 30° e 45° de flexão do joelho em mulheres com e sem a dor femoropatelar durante a execução do *Lateral Step Down*.

2.2 Específico

Determinar qual variável é mais eficaz para avaliar alterações em pacientes com a dor femoropatelar.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Desenho do Estudo

Trata-se de um estudo transversal.

3.2 Local de realização do estudo

O estudo foi desenvolvido no Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise do Movimento do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho – Uninove.

3.3 Participantes

Foram recrutadas sessenta e nove mulheres sedentárias, com idade entre 18 e 35 anos, sendo 35 mulheres saudáveis e 34 mulheres que apresentavam dor no joelho com pelo menos 3 pontos na escala de dor *Numerical Pain Rating Scale* (NPRS) por um período mínimo de 6 meses em pelo menos duas das seguintes tarefas: ficar sentado por período prolongado, subir ou descer escadas, agachar, correr e saltar.

Os critérios de exclusão foram históricos de cirurgia nos membros inferiores, luxação recidivante da 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. Também seriam excluídas as voluntárias que apresentassem discrepância de comprimento dos membros inferiores maior que 1 cm, mensurado com fita métrica, bem como uma participante que apresentou o

Foot Posture Index® (FPI) com valores negativos, caracterizando um pé cavo e supinado (BARTON et al, 2011)

3.4 Aspectos Éticos

O presente estudo foi APROVADO pelo “*Comitê de Ética e Pesquisa*” da Universidade Nove de Julho – UNINOVE (número do parecer 1.409.511), seguindo a resolução 196/96. Para a realização de todos os procedimentos foi exigido o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, de todos os indivíduos participantes do protocolo de investigação (ANEXO 1).

3.5 Instrumentação

3.5.1 Identificação e Dados antropométricos

Os indivíduos preencheram uma ficha com os dados pessoais e na sequência, submetidos ao protocolo de mensurações antropométricas necessárias para a realização do exame tridimensional, composto de: altura, peso, distância entre as espinhas ílicas ântero-superiores, comprimento dos membros inferiores, diâmetro dos joelhos, diâmetro dos tornozelos e torção tibial.

3.6.2 Escalas de Avaliação Funcional

As participantes responderam, ainda, a dois questionários traduzidos e validados no Brasil destinados a avaliar a funcionalidade dos membros inferiores: *Anterior Knee Pain Scale* – AKPS. É uma escala de treze perguntas que abordam as disfunções em pacientes com a dor femoropatelar (DA CUNHA, 2013) além de assinalarem a intensidade da sua dor no joelho em uma escala, também destinada a quantificar a dor em pacientes com DFP, a *Numerical Pain Rating Scale* – NPRS. O score abrange de 0 a 10 pontos, sendo 0, representando nenhuma dor e 10, represento a pior dor possível. O paciente foi questionado sobre a média da sua dor nas duas últimas semanas prévias à avaliação (DA CUNHA et al, 2013 e RABELO et al, 2014). As voluntárias também foram submetidas a avaliação do tipo de pé por meio da aplicação do *Foot Posture Index*® (FPI). Os pés eram classificados como normais, pronados ou supinados (REDMOND, 2006).

3.6 Cinemática

Para a aquisição dos dados da cinemática o sistema Vicon® (Vicon Motion System Ltd., Oxford Metrics, UK) constituído por 8 câmeras de infravermelho com frequência de 120 frames por segundo que emprega quatro componentes: emissor; meio; refletor; e receptor.

Os marcadores retro reflexivos foram fixados na pele do paciente em pontos anatômicos de tal maneira que formem planos. A posição destes planos no espaço é comparada conforme o movimento dos segmentos entre si e em relação a um sistema de coordenadas pré-estabelecidas fixo ao laboratório.

O formato esférico dos marcadores permite que a luz seja refletida em todas as direções, desde que esteja no campo de visão do conjunto de câmeras.

O receptor é uma câmera de espectro de resposta sensível ao infravermelho. A câmera varre vários pontos para obtenção das imagens em uma área pré-determinada. Dessa forma, emissor e receptor cobrem sempre uma mesma área, sendo que serão necessárias no mínimo duas câmeras para a obtenção de imagens tridimensionais (3D) com a posição de cada marcador no espaço.

Um número maior de câmeras garante a captação em situações onde haja obstrução de outra, durante a realização do *Lateral Step Down*.

Todas as câmeras são conectadas a um computador dedicado para o tratamento do sinal de vídeo. Este possui placas com diversas funções: circuito de temporização/ controle; circuito gerador de coordenadas e circuito de interface para as câmeras.

Uma vez armazenados na memória de vídeo, os dados serão transferidos para um segundo computador de propósito geral. Neste, um software próprio, Vicon-Nexus ® versão 1.8.5 foi utilizado para processamento e reconstrução da imagem 3D dos marcadores através de um modelo biomecânico e diversos algoritmos matemáticos.

3.6.1 Calibrações do Equipamento

A cada dia de coleta, foi realizada a calibração do sistema Vicon®. Para determinar as coordenadas de referência do laboratório (X, Y e Z) foi utilizada uma estrutura metálica em forma de “T” composta por duas hastes. A haste era

movida em todos os planos dentro do mesmo volume até alcançar 3000 frames, gerando dados de localização e orientação das câmeras dentro da área de coleta (calibração dinâmica). Em seguida, era colocada no centro do laboratório para o sistema reconhecer o volume que será utilizado (calibração estática).

3.6.2 Familiarização dos sujeitos

Todas as voluntárias utilizaram *shorts*, *top* e permaneceram descalças para a colocação dos marcadores e a leitura dos mesmos pelas câmeras. A pele era limpa com álcool 70% para melhor fixação dos marcadores.

3.7.3 Colocação dos marcadores

Os marcadores retro reflexivos são esferas de polietileno envolvidas por uma fita adesiva revestida de esferas microscópicas de vidro sobre uma base de plástico para fixação de fita dupla para a fixação na pele da voluntária. 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. Os marcadores retro reflexivos esféricos (9 e 14mm de diâmetro), eram fixados com dupla face (3M®) em pontos anatômicos específicos, que servem de referência.

Para o modelo *Plug-In Gait*® figura 1 foram fixados os seguintes marcadores: sobre o manúbrio (CLAV), processo xifóide (STR), escápula direita (RBACK), acrômios (RSHO e LSHO), sétimo processo espinhoso cervical (C7), décimo processo espinhoso torácico (T10), espinhas ilíacas ântero-superiores (RASI e LASI), nas espinhas ilíacas 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).



Figura 1: Modelo *Plug-In Gait*®

Para o modelo *Oxford Foot Model*® foram adicionados: lateralmente a cabeça da fíbula (RHFB e LHFB) da perna, tuberosidade da fíbula (LTUB e RTUB), face anterior da tíbia (RSHN e LSHN) figura 2, maléolo medial (RMMA e LMMA), terço posterior e distal do calcâneo (RCPG LCPG), terço posterior e proximal do calcâneo (RPCA e LPCA), sustentáculo do talús (LSTL e RSTL) 1º metatarso proximal (RP1M e LP1M), 1º metatarso medial (RD1M e LD1M), 5º metatarso proximal (LP5M e RP5M), 5º metatarso distal (LD5M e RD5M), e hálux, especificamente na falange distal (RHLX e LHLX) figura 3.



Figura 2: Modelo *Oxford Foot Model*®

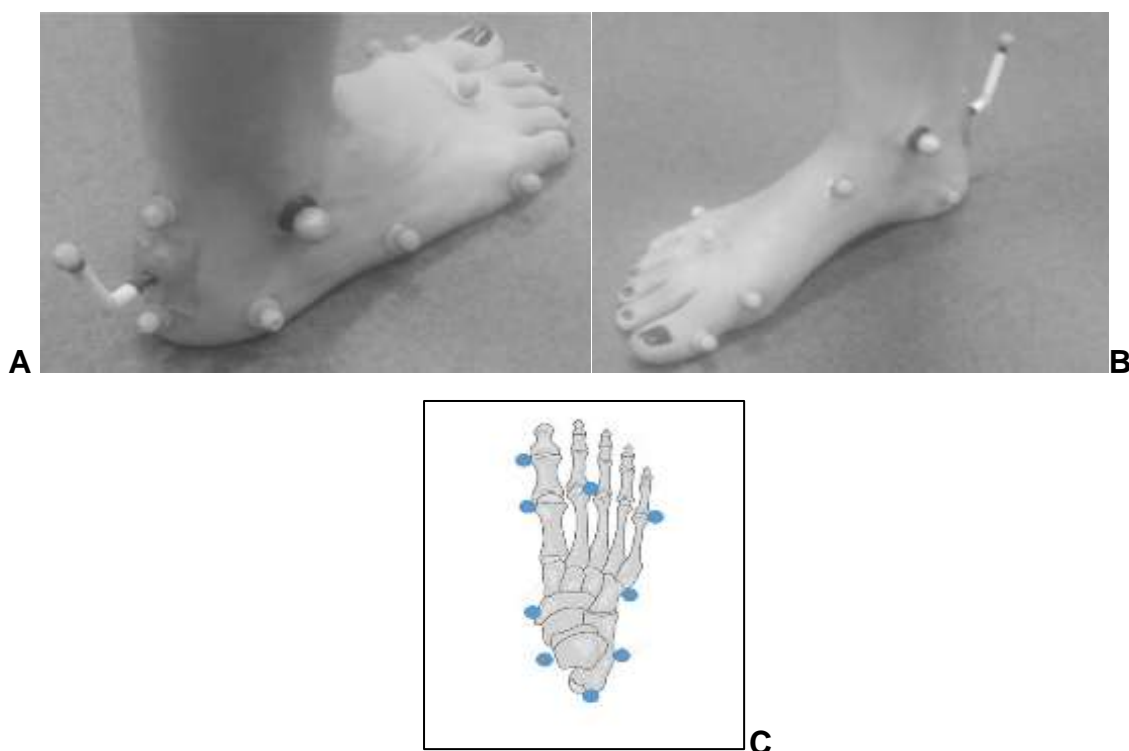


Figura 3: Posição dos marcadores para o sistema de coordenadas para o modelo do pé: (A) Vista lateral, (B) Vista Medial e (C) Ilustração dos marcadores

A localização de RHEE e LHEE exige uma preparação adequada para maior precisão. É 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.

Alguns marcadores permaneceram apenas na avaliação estática, são eles: LMMA, RMMA, RPCA, LPCA e LD1M, RD1M. As posições de colocação dos marcadores nas referências ósseas estão representadas nas figuras 4 e 5.

Estes conjuntos de marcadores foram baseados nos modelos *Plug in Gait®* e *Oxford Foot Model®*, usado para estimar a posição dos centros articulares, e calcular a cinemática tridimensional das articulações do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé (KADABA MP, RAMAKRISHNAN HK, WOOTTEN ME, 1990; CARSON MC et al, 2001).

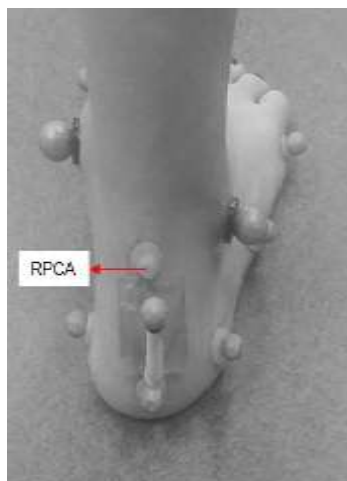


Figura 4: Marcador Estático de Calibração

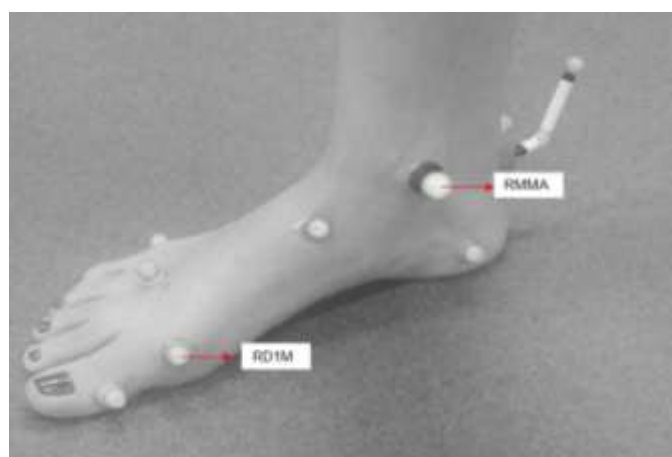


Figura 5: Marcador Estático de Calibração

Para o alinhamento dos marcadores do pé, 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. Neste estudo, foi projetada uma linha horizontal constante no pé da voluntária, certificando-se que as bolhas presentes na ferramenta fiquem centralizadas no visor (nível). A utilização deste laser acoplado um nível teve como objetivo padronizar o alinhamento horizontal dos marcadores para todas as coletas.

O laser era montado em um tripé de forma que se projetasse uma linha horizontal no pé da voluntária (linha de referência). Esta linha servia como uma referência para a aplicação dos marcadores. Na vista lateral do pé eram

alinhados os marcadores: HEE, LCA, P5M e D5M para ambos os pés. Na vista medial do pé eram alinhados os marcadores: HEE, STL e P1M.

4. Descrição da tarefa

O indivíduo foi posicionado sobre um *step* (18 cm de altura e 30 cm de largura e profundidade) com o membro a ser testado próximo à borda lateral e o não testado suspenso ao lado do *step*, com o tornozelo em dorsiflexão (inicialmente ambos no mesmo nível)

Foi solicitado que a voluntária cruzasse os membros superiores na região do esterno e agachasse lentamente (ao longo de 2 segundos) até tocar o calcanhar do membro não testado no solo e então retornasse imediatamente a posição inicial ao longo de 2 segundos (a tarefa foi repetida até completar o total de três agachamentos consecutivos). A participante realizou a atividade três vezes (totalizando nove agachamentos) com intervalo de 1 a 2 minutos entre elas, ou até que a mesma se sentisse em condições de realizar novamente o teste.

Antes da execução, o avaliador demonstrou a tarefa e deu instruções verbais sobre a mesma. Após confirmarem a compreensão da realização da atividade, as participantes realizaram um ensaio prévio para familiarização com o teste.

Para padronização da flexão do joelho, blocos de *Ethylene Vinyl Acetate* (E.V.A.) foram colocados no solo ao lado do *step*. Era solicitado que a voluntária agachasse até encostar o calcanhar no bloco de E.V.A. para atingir aproximadamente 60 graus de flexão do joelho.

5. Processamento de Dados

Após capturadas as coordenadas dos marcadores de cada indivíduo, os mesmos foram nomeados e salvos em formato C3D. Para a reconstrução tridimensional do modelo biomecânico, os dados das coordenadas dos marcadores fixados aos segmentos do tronco, pelve, coxa, perna e pé foram processados por meio do software Vicon® Nexus® 1.8.5. O modelo *Plug In Gait*® e o *Oxford Foot Model*® foram utilizados para o processamento dos modelos biomecânicos.

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.

Para a marcação do ciclo do movimento do *Lateral Step Down* foi utilizado como referência o instante em que o joelho do membro de apoio estivesse no máximo de extensão. O valor máximo de flexão do joelho foi de 60° e o teste foi finalizado quando o membro que estivesse apoiado alcançasse o máximo de extensão novamente.

Após realizado todo o procedimento, para extrair os valores das variáveis no início do movimento, 15°, 30° e 45° de flexão do joelho, foi feita uma rotina própria no software Vicon ProCalc 1.1 e então os dados processados foram exportados para uma planilha do programa *Excel*® (*Microsoft*).

As variáveis estudadas no plano sagital foram: flexão do joelho, flexão plantar do retopé em relação ao solo, dorsiflexão do retopé em relação a tibia, flexão plantar e dorsiflexão do antepé em relação ao retopé. No plano frontal foram estudadas as variáveis: inclinação do tronco, queda da pelve, adução do quadril, flexão plantar do retopé em relação ao solo, dorsiflexão do retopé em relação a tibia, flexão plantar e dorsiflexão do antepé em relação ao retopé. E no plano transversal, as variáveis estudadas foram: Rotação medial do quadril, flexão plantar do retopé em relação ao solo, dorsiflexão do retopé em relação a tibia, flexão plantar e dorsiflexão do antepé em relação ao retopé.

6. Análise Estatística

A distribuição dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk e, em algumas variáveis, os dados não apresentaram distribuição simétrica. Dessa maneira, os dados de cada variável cinemática e de cada ângulo (início, 15°, 30° e 45°) foram comparados entre os grupos por meio do teste *t* independente ou de Man Whitney para os casos em que a distribuição foi simétrica e assimétrica, respectivamente.

Os valores do “Cohen d ” e de “ r ” foram utilizados de acordo com a distribuição dos dados, para calcular o tamanho do efeito das comparações. A interpretação teve como base os valores estabelecidos por Cohen: sem efeito ($d= 0$ a $0,1$; $r= 0$ a $0,05$), pequeno efeito ($d= 0,2$ a $0,4$; $r= 0,1$ a $0,2$), efeito moderado ($d= 0,5$ a $0,7$; $r= 0,24$ a $0,33$), grande efeito ($d= 0,8$ a >1 ; $r= 0,37$ a $0,45$).

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.

7. Resultados

A Tabela 1 representa a idade, altura, peso, índice de massa corpórea (IMC), o Foot Posture Index (FPI) e a Numerical Pain Rating Scale (NPRS) com suas médias e desvio padrão de ambos os grupos avaliados.

Tabela 1. Dados demográficos da amostra com as respectivas médias \pm desvio padrão

	Grupo DFP n=34	Grupo Controle n=34
Idade (anos)	25.59 \pm 6.84	23.85 \pm 3.87
Altura (m)	1.60 \pm 0.06	1.64 \pm 7,19
Peso (Kg)	57.00 \pm 8.52	57.25 \pm 9,26
IMC (Kg/m)	22.20 \pm 3.37	20.69 \pm 2,46
FPI	6.88 \pm 1.73	5.26 \pm 2.24
NPRS (0-10)	5.07 \pm 2.30	

Abreviações: m, metros; Kg, quilograma; IMC, índice de massa corpórea; FPI, *foot posture index*; NPRS, *numerical pain rating scale*

As médias, desvios padrão e tamanho do efeito dos valores cinemáticos de ambos os grupos, em relação aos planos sagital, frontal e transversal no início do movimento, a 15°, 30° e 45° das pacientes do grupo DFP comparado ao grupo controle estão representadas na tabela 2.

Início do movimento

No plano sagital, os pacientes com DFP apresentaram menor flexão do joelho (1.60 \pm 4.77) e maior flexão plantar no retropé em relação ao solo (2.19 \pm 2.00) comparados ao grupo controle. Não houve diferença entre os grupos na dorsiflexão do retropé em relação a tibia (9.61 \pm 3.35) e na dorsiflexão do antepé em relação ao retropé (-1.31 \pm 2.76).

No plano frontal, os pacientes com a DFP apresentaram maior eversão no retropé em relação ao solo (7.44 \pm 5.12) e na pronação do antepé em relação ao retropé (5.45 \pm 4.04) comparados ao grupo controle. Não houve diferença entre os grupos na inclinação do tronco (-1.52 \pm 1.50), queda da

pelve (-2.90 ± 1.60), adução do quadril (2.32 ± 2.09) e abdução do joelho (2.83 ± 3.37).

No plano transversal, os pacientes com a DFP apresentaram maior rotação lateral do retropé em relação ao solo (-2.20 ± 4.04) comparados ao grupo controle. Não houve diferença entre os grupos na adução do quadril (0.93 ± 3.33), na rotação medial do retropé em relação a tibia (-6.58 ± 5.31) e na abdução do antepé em relação ao retropé (-0.15 ± 4.77).

15 Graus de flexão do joelho

No plano sagital, os pacientes com a DFP apresentaram maior flexão plantar no retropé em relação ao solo (5.77 ± 3.73), dorsiflexão do retropé em relação a tibia (14.85 ± 2.31) e dorsiflexão do antepé em relação ao retropé (4.01 ± 1.95) comparados ao grupo controle. Não houve diferença entre os grupos na flexão do joelho (15.46 ± 0.16).

No plano frontal, os pacientes com a DFP apresentaram maior queda da pelve (-5.18 ± 1.41), adução do quadril (5.24 ± 1.44), eversão do retropé em relação ao solo (11.25 ± 3.40), eversão do retropé em relação a tibia (-18.32 ± 2.14) e na pronação do antepé em relação ao retropé (9.29 ± 4.52) comparados ao grupo controle. Não houve diferença entre os grupos na inclinação do tronco (-2.21 ± 2.63) e abdução do joelho (2.95 ± 3.96).

No plano transversal, os pacientes com a DFP apresentaram maior rotação lateral do retropé em relação ao solo (-4.73 ± 2.49) e na abdução do antepé em relação ao retropé (3.81 ± 2.83) comparados ao grupo controle. Não houve diferença na adução do quadril (5.51 ± 7.76) e na rotação medial do retropé em relação a tibia (-8.27 ± 6.00).

30 Graus de flexão do joelho

No plano sagital, o grupo DFP apresentou maior flexão plantar do retropé em relação ao solo (7.13 ± 3.27) e na dorsiflexão do antepé em relação ao retropé (9.58 ± 4.21) comparados ao grupo controle. Não houve diferença na flexão do joelho (30.42 ± 0.14), na dorsiflexão do retropé em relação a tibia (19.46 ± 3.35) e na dorsiflexão do antepé em relação ao retropé (9.58 ± 4.21).

No plano frontal, o grupo DFP apresentou maior inclinação do tronco (-4.40 ± 1.51), queda da pelve (-8.77 ± 1.15), adução do quadril (8.80 ± 1.19), na

eversão do retropé em relação ao solo (12.37 ± 2.12) e na pronação do antepé em relação ao retropé (13.42 ± 5.66) comparados ao grupo controle. Não houve diferença na abdução do joelho (3.69 ± 4.39) e na eversão do retropé em relação a tibia (-17.93 ± 11.25).

No plano transversal, o grupo DFP apresentou maior rotação lateral do quadril (9.94 ± 3.15), na rotação lateral do retropé em relação ao solo (-6.14 ± 2.99) e na abdução do antepé em relação ao retropé (5.09 ± 3.24) quando comparados ao grupo controle. Não houve diferença na rotação lateral do quadril (9.94 ± 3.15) e rotação medial do retropé em relação a tibia (-10.86 ± 6.66).

45 Graus de flexão do joelho

No plano sagital, o grupo DFP apresentou maior flexão plantar do retropé em relação ao solo (9.19 ± 4.32) quando comparado ao grupo controle. Não houve diferença na flexão do joelho (45.27 ± 0.11), na dorsiflexão do retropé em relação a tibia (25.57 ± 4.42) e na dorsiflexão do antepé em relação ao retropé (7.58 ± 4.21).

No plano frontal, o grupo DFP apresentou maior inclinação do tronco (-5.05 ± 1.50), queda da pelve (-10.98 ± 1.69), adução do quadril (11.03 ± 1.62) eversão do retropé em relação ao solo (12.87 ± 3.33) e na pronação do antepé em relação ao retropé (9.60 ± 5.90) comparados ao grupo controle. Não houve diferença na abdução do joelho (3.97 ± 4.28) e eversão do retropé em relação a tibia (-22.40 ± 11.21).

No plano transversal, o grupo DFP apresentou maior rotação lateral do retropé em relação ao solo (-8.65 ± 3.06) e na abdução do antepé em relação ao retropé (7.98 ± 3.23) quando comparados ao grupo controle. Não houve diferença na rotação lateral do quadril (4.66 ± 3.66) e na rotação medial do retropé em relação a tibia (-14.19 ± 7.44).

Tabela 2. Dados cinemáticos dos grupos com suas médias em graus ± desvio padrão em relação aos planos sagital, frontal e transversal em mulheres com DFP e saudáveis
LATERAL STEP DOWN

	Início			15 graus			30 graus			45 graus		
	Controle	DFP	TE	Controle	DFP	TE	Controle	DFP	TE	Controle	DFP	TE
Plano Sagital												
Flexão do joelho *	4.56 (6.60)	1.60 (4.77)	0.51	15.36 (0.21)	15.46 (0.16)	0.31	30.38 (0.16)	30.42 (0.14)	0.19	45.25 (0.12)	45.27 (0.11)	0.14
Flexão plantar em relação ao solo * • † ‡	1.14 (1.94)	2.19 (2.00)	0.53	3.14 (1.43)	5.77 (3.73)	0.36	5.05 (1.82)	7.13 (3.27)	0.33	7.02 (3.82)	9.19 (4.32)	0.27
Dorsiflexão do retropé em relação a tibia •	8.82 (3.12)	9.61 (3.35)	0.24	12.64 (1.34)	14.85 (2.31)	1.17	18.38 (2.03)	19.46 (3.35)	0.39	24.40 (2.79)	25.57 (4.42)	0.32
Dorsiflexão e plantiflexão do antepé em relação ao retropé • †	-0.48 (3.71)	-1.31 (2.76)	0.11	2.08 (3.82)	4.01 (1.95)	0.37	4.56 (2.15)	9.58 (4.21)	1.50	8.21 (2.15)	7.58 (4.21)	0.19
Plano Frontal												
Inclinação do tronco † ‡	-0.81 (1.96)	-1.52 (1.50)	0.41	-1.41 (2.44)	-2.21 (2.63)	0.32	-1.78 (2.53)	-4.40 (1.51)	1.26	-2.06 (2.72)	-5.05 (1.50)	1.36
Queda da pelve • † ‡	-2.23 (1.52)	-2.90 (1.60)	0.20	-3.85 (1.03)	-5.18 (1.41)	1.07	-5.26 (1.14)	-8.77 (1.15)	3.07	-9.03 (1.58)	-10.98 (1.69)	1.19
Adução do quadril • † ‡	1.89 (1.46)	2.32 (2.09)	0.18	3.94 (1.10)	5.24 (1.44)	1.01	5.35 (1.12)	8.80 (1.19)	2.98	8.97 (1.60)	11.03 (1.62)	1.28
Abdução do joelho	3.46 (3.52)	2.83 (3.37)	0.06	3.49 (3.61)	2.95 (3.96)	0.01	4.25 (4.10)	3.69 (4.39)	0.13	4.20 (4.78)	3.97 (4.28)	0.02
Eversão do retropé em relação ao solo * • † ‡	1.62 (1.39)	7.44 (5.12)	0.64	1.67 (1.33)	11.25 (3.40)	0.85	2.94 (1.12)	12.37 (2.12)	0.86	1.41 (0.73)	12.87 (3.33)	0.86
Eversão do retropé em relação a tibia •	-2.85 (16.53)	-6.36 (12.06)	0.20	-13.29 (2.00)	-18.32 (2.14)	2.43	-14.58 (14.57)	-17.93 (11.25)	0.10	-18.51 (13.23)	-22.40 (11.21)	0.06
Pronação do antepé em relação ao retropé * • † ‡	1.97 (1.01)	5.45 (4.04)	0.53	2.05 (0.93)	9.29 (4.52)	0.75	2.90 (1.32)	13.42 (5.66)	0.84	3.60 (1.78)	9.60 (5.90)	0.55
Plano Transversal												
Rotação medial do quadril †	1.03 (2.78)	0.93 (3.33)	0.01	6.92 (8.86)	5.51 (7.76)	0.17	7.77 (3.68)	9.94 (3.15)	0.31	5.28 (2.82)	4.66 (3.66)	0.19
Rotação Lateral/Medial do pé em relação ao solo * • † ‡	0.29 (4.45)	-2.20 (4.04)	0.59	-2.40 (2.02)	-4.73 (2.49)	0.42	-4.41 (2.50)	-6.14 (2.99)	0.25	-4.76 (1.89)	-8.65 (3.06)	0.57
Rotação Medial do retropé em relação a tibia	-8.50 (5.54)	-6.58 (5.31)	0.35	-9.63 (5.93)	-8.27 (6.00)	0.15	-12.05 (6.73)	-10.86 (6.66)	0.10	-14.70 (7.43)	-14.19 (7.44)	0.06
Abdução do antepé em relação ao retropé • † ‡	1.03 (1.77)	-0.15 (4.77)	0.33	1.89 (1.22)	3.81 (2.83)	0.88	2.90 (1.35)	5.09 (3.24)	0.88	5.09 (3.01)	7.98 (3.23)	0.92

* P<0,05 Início

• P<0,05 15 graus

† P<0,05 30 graus

‡ P<0,05 45 graus

TE: Tamanho do Efeito

Rotação Lateral/Medial do pé em relação ao solo (Valores positivos são de rotação medial e valores negativos de rotação lateral)

Dorsiflexão e plantiflexão do antepé em relação ao retropé (Valores negativos são para flexão plantar e valores positivos para dorsiflexão)

Os dados paramétricos estão apresentados em negrito e itálico

A tabela 3 apresenta os pontos de corte e a área sob a curva, sensibilidade e especificidade dos dados obtidos na curva ROC.

Tabela 3. Dados de Sensibilidade e Especificidade e seu ponto de corte na área abaixo da curva

	Ponto de Corte	Área	Sensibilidade %	Especificidade %
30° Flexão do Joelho				
Inclinação do tronco	-3,45	,80	67,6	67,6
Queda da pelve	-6,80	,99	97,1	91,2
Adução do quadril	6,96	,98	91,2	91,2
Eversão do retropé / solo	6,56	100	97,1	97,1
Pronação do antepé / retropé	4,80	,99	97,1	91,2
Abdução do antepé / retropé	3,15	,70	64,7	58,8
45° Flexão do Joelho				
Inclinação do tronco	-4,11	,82	76,5	61,8
Queda da pelve	-9,96	,80	73,5	70,6
Adução do quadril	10,14	,83	79,4	70,6
Eversão do retropé / solo	4,45	100	100	100
Pronação do antepé / retropé	4,70	,82	70,6	91,2
Abdução do antepé / retropé	6,54	,74	82,4	47,1

8. Discussão

Este estudo comparou a cinemática do tronco, pelve e membros inferiores em diferentes angulações de flexão do joelho em mulheres com e sem a dor femoropatelar durante a execução do *Lateral Step Down* e verificou que as variáveis sensíveis para detectar diferenças entre os grupos foram a inclinação ipsilateral do tronco, queda contralateral da pelve, adução do quadril, eversão do retropé em relação ao solo, pronação e abdução do antepé em relação ao retropé a 30° e 45°.

Diversos são os estudos que demonstram as relações entre as forças compressivas (Powers, 2003; Powers et al, 2003; Salsich e Perman, 2007), redução da área de contato (Powers, 2003; Salsich e Perman, 2013), estresse na cartilagem articular (Powers et al, 2003), a angulações de flexão do joelho com a rotação medial do fêmur como um dos principais componentes associado a pacientes com DFP durante testes clínicos funcionais (Liao et al,

2015; Powers et al, 2003, Salsich e Perman, 2007; Escamilla et al, 2009; Bley et al, 2014; Dos Reis et al, 2015; Chinkulprasert C et al, 2011; Alon e Kozol, 2010; Alon et al, 2014).

A maior inclinação ipsilateral do tronco [30° (-4.40 $^\circ$); 45° (-5.05 $^\circ$)], queda contralateral da pelve [30° (-8.75 $^\circ$); 45° (-10.98 $^\circ$)] e adução do quadril [30° (8.80 $^\circ$); 45° (11.03 $^\circ$)] em mulheres com DFP são achados frequentes na literatura durante a subida de escadas (De Oliveira Silva et al, 2016), durante o *single leg triple hop test* (Dos Reis et al, 2015) e no agachamento unipodal (Nakagawa et al, 2012) resultados esses que corroborando com nossos achados. Estes resultados reforçam a provável ineficiência dos músculos abdutores do quadril para controlar a pelve no plano frontal que conseqüentemente aumenta adução do quadril e produz o mecanismo compensatório de inclinação contralateral do tronco na tentativa de aumentar o momento interno abdutor (Powers, 2010). Sendo assim, o estudo reitera a necessidade de focar as intervenções nos músculos póstero-laterais do quadril e estabilizadores do tronco (Fukuda et al, 2010; Nakagawa et al, 2012; Baldon et al, 2014; Lack et al, 2015; Crossley et al, 2016) principalmente a 30° e a 45° de flexão do joelho, por ser nessas angulações as principais alterações cinemáticas apresentadas pelos pacientes com a DFP.

A excessiva eversão do retropé [30° (12.37 $^\circ$); 45° (12.87 $^\circ$)] durante o *lateral step down* encontrada neste estudo corrobora com achados de estudos prévios para subida de escadas (De Oliveira Silva et al, 2016) e no agachamento unipodal (Barton et al, 2011), porém não encontrada no pico de eversão de outras tarefas como a marcha (Barton et al, 2011). A eversão do retropé associada à pronação [30° (13.42 $^\circ$); 45° (9.60 $^\circ$)], e abdução do antepé [30° (5.09 $^\circ$); 45° (7.98 $^\circ$)], em relação ao retropé é outro achado que concentra as principais diferenças entre 30° e 45° , agrega informações e fortalece o mecanismo descrito teoricamente por Tibério (1987), que relaciona a eversão excessiva do retropé durante a fase de apoio da marcha com maior rotação interna da tíbia devido ao acoplamento do tálus na articulação do tornozelo, e maior rotação interna e adução do fêmur. Estes achados ainda podem auxiliar no entendimento da eficácia de intervenções sobre os segmentos distais, como o uso de órteses em pacientes com DFP (Collins et al, 2008; Barton et al, 2011; Crossley et al, 2016). 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 multi-segmentares para que seja possível elucidar ainda mais este mecanismo.

Estes resultados são os que apresentaram além de diferença estatística, tamanho de efeito 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 diferenças identificadas entre os grupos durante o *lateral step down* para queda contralateral da pelve, adução do quadril, eversão do retropé em relação ao solo e a pronação do antepé apresentou sensibilidade entre (91.2% - 97.1%) e seletividade entre (91.2% - 97.1%) a 30° e a eversão do retropé com sensibilidade e especificidade de 100% a 45°, o que caracteriza estas variáveis como as melhores para se detectar diferenças entre mulheres saudáveis e com DFP. As demais variáveis mostraram valores menores de sensibilidade e especificidade, assim maior chance de falso negativo e positivo comparado às outras variáveis. Comparado à tarefa de subida de escadas (De Oliveira Silva et al, 2016) nossos resultados se mostraram mais sensíveis e específicos para discriminar mulheres saudáveis de mulheres com DFP, 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 no *lateral step down*. Entretanto, entendemos que se beneficiaria da avaliação associada de informações da cinética e EMG, assim como da força muscular para melhor compreender as relações de causa e efeito.

9. Implicações Clínicas

A maior inclinação ipsilateral do tronco, queda da pelve, adução do quadril, eversão do retropé, pronação e abdução do antepé, são achados já descritos na literatura em pacientes com a DFP (Crossley et al, 2016). Contudo, pouco se sabia em quais ângulos de flexão do joelho essas alterações aconteciam. Nossos resultados indicam que a 30° e a 45° de flexão do joelho a atenção deve ser maior proximal e distalmente, pois são nesses momentos em que

ocorrem as principais alterações cinemáticas. Devemos considerar que a melhor capacidade discriminatória está na queda da pelve, adução do quadril, eversão do retropé em relação ao solo e pronação do antepé em relação ao retropé a 30° de flexão do joelho e na eversão do retropé em relação ao solo a 45° de flexão do joelho. A importância de abordar esses pontos na reabilitação em pacientes com a DFP é um possível entendimento de qual alteração leva ao aparecimento da dor, e traçar a melhor abordagem, sendo ela proximal ou distal.

10. Limitações do Estudo

Esse estudo teve com limitação o uso da cinética, para entender qual a influência muscular em cada momento avaliado.

11. Conclusão

Os maiores ângulos de inclinação do tronco, queda da pelve, adução do quadril, eversão do retropé em relação ao solo, pronação e abdução do antepé em relação ao retropé, acontecem a 30° e a 45° de flexão do joelho. A 30° de flexão do joelho, as principais variáveis para detectar a sensibilidade e especificidade em mulheres com a DFP das saudáveis são, a queda da pelve, adução do quadril, eversão do retropé em relação ao solo e pronação do antepé em relação ao retropé, já a 45° de flexão do joelho, as principais variáveis são, eversão do retropé em relação ao solo e abdução do antepé em relação ao retropé.

**PROXIMAL AND DISTAL FACTORS ARE SENSITIVE AND SPECIFIC TO
DETECT DIFFERENCES BETWEEN WOMEN WITH PATELLOFEMORAL
PAIN AND HEALTHY WOMEN DURING THE LATERAL STEP DOWN TEST**

André Nogueira Ferraz de Carvalho e Silva, PT, MS¹; Fabiano Politti, PT, PhD¹

Aline de Almeida Novello, PT, MS¹, Cintia Lopes Ferreira, PT, PhD Candidate¹,

Nayra Deise Dos Anjos Rabelo, PhD Candidate ¹ Paulo Roberto Garcia

Lucareli, PT, PhD¹

¹Department of Rehabilitation Science, Human Motion Analysis Laboratory,
Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil,

The protocol for this study was approved by the Universidade Nove de Julho
Human Research Ethics Committee.

The authors certify that they have no affiliations with or financial involvement in
any organization or entity with a direct financial interest in the subject matter or
materials discussed in the article.

Corresponding Author: Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli

Professional Address: UNINOVE, Rua Vergueiro, 235, São Paulo, SP, Brazil

Phone number: (55+11)26339327

E-mail: plucareli@hotmail.com / paulolucareli@uni9.com.br

STUDY DESIGN: Cross-sectional study.

BACKGROUND: Patellofemoral pain (PFP) is described as anterior pain in the knee, aggravated by climbing and descending stairs, squats, running and prolonged sitting. Proximal changes such as trunk, hip, pelvic drop, adduction and medial rotation of the femur may cause pain. Recently, new studies have indicated that distal changes influence PFP.

OBJECTIVE: To analyze the kinematics of the trunk, lower limbs, rearfoot and forefoot during the beginning of the movement, 15°, 30° and 45° of knee flexion and their discriminatory capacity between patients with PFP and healthy on the lateral step down.

METHODS: Thirty-four healthy sedentary women and thirty-four women with DFP were evaluated in three-dimensional kinematics during Lateral Step Down at the beginning of the movement, 15°, 30° and 45° of knee flexion. Analyzes were performed between the groups and the Receiver Operational Characteristic Curves (ROC) were applied to determine the discriminatory capacity between them.

RESULTS: Differences were found between the groups being more evident at 30° and 45° of knee flexion in the PFP group in the trunk and lower limbs.

CONCLUSION: The main kinematic changes occur at 30° and 45° of knee flexion. At 30° of knee flexion, the main variables to discriminate women with PFP from the healthy ones are: pelvic drop, hip adduction, rearfoot eversion in relation to the ground and forefoot pronation in relation to the rearfoot, already at 45°, a main variable is the eversion of the rearfoot in relation to the ground.

KEYWORDS: *anterior knee pain, biomechanics, hip, patella*

Patellofemoral pain (PFP) is a disorder that affects adolescents and young adults, accounting for up to 40% of knee disorders treated in specialized centers.³⁵ Characterized by diffuse pain in the anterior region of the knee, it is aggravated by activities such as squats, climbing and descending stairs, repetitive activities, high impact activities such as running, and prolonged sitting time^{6, 16, 18, 35}

In general, the pain framework has been related to poor alignment in the lower limbs which may be due to alterations in the position of the trunk and lower limbs.^{12,23,28,33,34,35}

The most commonly used tests to evaluate patients with PFP are bipodal squatting, unipodal squatting, anterior *step down*, and lateral *step down*. However, it is unclear which specific alterations each test causes and whether they are sensitive and specific to differentiate healthy individuals from those with PFP. Another relevant factor for the identification of PFP is that there is no consensus in the literature as to which clinical trial to use for diagnosis.²²

In order to elucidate this fact, De Oliveira Silva et al¹² evaluated the peak hip adduction, knee flexion, and rearfoot eversion during stair climbing, and observed that this task has 58% sensitivity and 67% specificity to detect alterations in rearfoot eversion in relation to the ground, while the hip adduction test showed 67% sensitivity and 77% specificity, and knee flexion 63% sensitivity and 45% specificity, which, according to the author, are good kinematic variables to detect alterations present in the hip, knee, and rearfoot of patients with PFP¹².

Of the tests used in the evaluation of patients with PFP, the *Lateral Step Down* (SDL) stands out as being an easy-to-perform test capable of detecting alterations in the trunk and lower limbs.^{1,2,8} The major alterations that the SDL detects are in the frontal plane, by requiring more of the muscles that work to control movements in this plane. Among the main alterations are ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, and eversion and pronation of the rearfoot and forefoot¹. As it is a widely used test with the possibility of detecting alterations in the feet, Lucareli et al¹⁹ tested a biomechanical model of multi-segmental evaluation of the feet during the execution of SDL, and observed that this model was reproducible in healthy volunteers.

Some studies aimed at better understanding of the alterations in the patellofemoral joint at various angles of knee flexion, observed by means of nuclear magnetic resonance and kinematics that poor retropatellar alignment leads to greater joint overload.^{24,28,29,30} Independent of the previously described biomechanical alterations, little is known about the kinematic mechanisms associated with the different angles of knee flexion and their influence on the distal and proximal segments in patients with PFP during the various functional tests used^{24,28}

The aim of this study was to compare the kinematics of the trunk, pelvis, hip, knee, ankle, rearfoot, and forefoot at the moments at the beginning of the movement, 15°, 30°, and 45° of knee flexion in women with and without patellofemoral pain during the *lateral step down* and verify which variables are the most sensitive and specific to detect differences between healthy individuals and those with patellofemoral pain. Our hypothesis was that the lateral step

down test would be sensitive and specific in detecting proximal and distal differences in women with and without PFP.

METHODS

Participants

Sixty-nine sedentary women, aged between 18 and 35 years, were recruited from the University Nove de Julho, 35 healthy women and 34 women with knee pain registering at least 3 points on the *Numerical Pain Rating Scale*^{13,26} for a minimum period of 6 months during at least two of the following tasks: sitting for an extended period of time, climbing or descending stairs, crouching, running and jumping. Demographic data are presented in Table 1.

Table 1. Demographic data of the sample with the respective means \pm standard deviation

	PFP Group N = 34	Control Group N = 34
Age (years)	25.59 \pm 6.84	23.85 \pm 3.87
Height (m)	1.60 \pm 0.06	1.64 \pm 7.19
Weight (Kg)	57.00 \pm 8.52	57.25 \pm 9.26
BMI (Kg/m)	22.20 \pm 3.37	20.69 \pm 2.46
FPI	6.88 \pm 1.73	5.26 \pm 2.24
NPRS (0-10)	5.07 \pm 2.30	

Abbreviations: m, meters; Kg, kilograms; BMI, body mass index; FPI, *foot posture index*; NPRS, *numerical pain rating scale*

This study was approved by the "*Ethics and Research Committee*" and all participants were informed about the study procedures and signed the Informed Consent Term.

Volunteers with a history of surgery and injuries to the lower limbs that could influence the evaluation were excluded from the study. Volunteers with a

limb length discrepancy greater than 1 cm using a measure type and the *Foot Posture Index*® (FPI) with negative values, characterizing a cavus or supinated foot were also excluded⁴. One volunteer was excluded for presenting a negative FPI, leaving the study sample with 34 volunteers in the control group and 34 volunteers in the patellofemoral pain group.

Procedures

Anthropometric measurements necessary to perform the three-dimensional examination were taken, composed of: height, weight, distance between the anterior-superior iliac spines, lower limb length, knee and ankle width, and tibial torsion.

The *Foot Posture Index*® (FPI), was applied to evaluate the type of feet, classified as pronated or normal²⁷. Studies indicate that the clinical measurement of the *Foot Posture Index* has moderate to high reliability in assessing the adult population.¹⁶

For acquisition of the kinematic data of the *lateral step down* the Vicon® system (Vicon Motion System Ltd., Oxford Metrics, UK) was used, consisting of 8 infrared cameras with a frequency of 120 frames per second.

Based on the Vicon biomechanical models *Plug-in Gait*®¹⁷ and *Oxford Foot Model*®^{7,31}, 39 retro-reflective spherical markers of 9 and 14 mm diameter were fixed with double sided tape (3M®) at specific anatomical points, which served as a reference for the movement analysis capture system. Alignment of the foot markers was determined using a laser¹⁹.

The volunteers were positioned on a *step* (18 cm in height and 30 cm in width and depth) with the limb to be tested near the lateral border and the untested limb suspended beside the *step*, with the ankle in dorsiflexion. (Fig. 1).

For standardization of knee flexion, *Ethylene Vinyl Acetate* (E.V.A.) blocks were placed on the ground next to the step. The volunteers were asked to crouch until they touched their heel on the E.V.A block, achieving approximately 60 degrees of knee flexion.

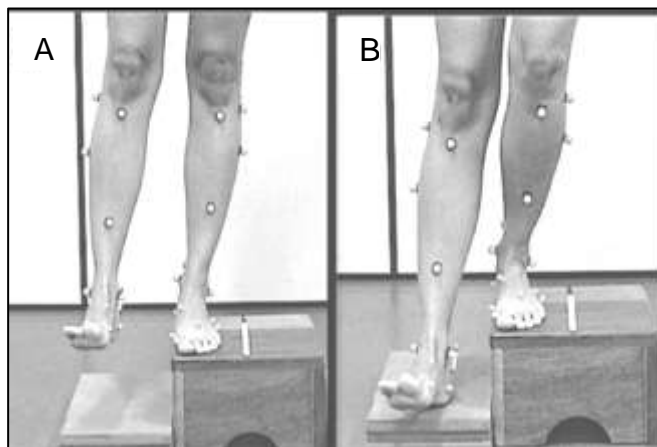


Fig. 1: (A) Start of movement (B) Knee flexion peak

The participants were requested to cross their upper limbs in the region of the sternum, without occluding the markers and perform 3 sets of 3 uninterrupted squats with an interval of 1 to 2 minutes between sets. The movements were required to be performed slowly for 2 seconds until touching the heel of the untested limb on the ground and then returning immediately to the initial position.

The kinematic analysis was composed of the biomechanical models *Plug-In Gait*® (Fig 2) and *Oxford Foot Model*® (Fig 3)

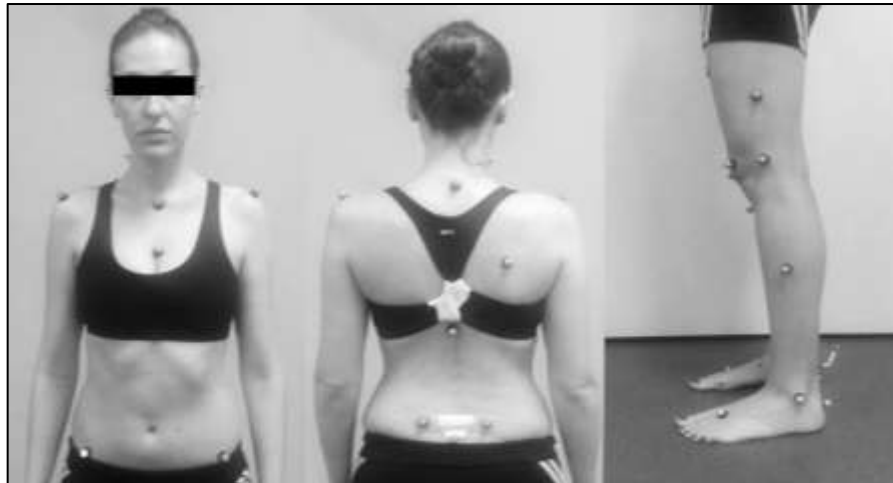


Fig. 2: Model of *Plug-In Gait*®



Fig. 3: Model of *Oxford Foot Model*®

Data Analysis

After capture of the coordinates, the markers were reconstructed and label. Joint kinematics were calculated using a joint coordinate system approach^{7,17} and were reported relative to a static standing trial to quantify the movement of one segment in relation to another or of one segment relative to the laboratory. The Vicon *Plug-in-Gait*® and *Oxford Foot Model*® biomechanical

models were then applied simultaneously using Vicon Nexus® 1.8.5 software and saved in C3D format.

Next, the movement cycle was defined at the beginning of the movement, and at 15°, 30°, and 45° of knee flexion. Subsequently, a *Woltring* filter was applied, fourth order low pass with the cutoff frequency set at 8 Hz, in the trajectories of the markers to reduce noise due to movement of the markers on the skin during the task. The mean of the 9 cycles was used for later analysis in a routine developed in the software Vicon ProCalc® in which it was possible to extract and calculate the variables of interest for statistical analysis, these being: trunk, pelvis, hip, knee, ankle, rearfoot, and forefoot.

Statistical Analysis

The data distribution was verified by the Shapiro-Wilk test and, for some variables, the data did not present parametric distribution. In this way, the data of each kinematic variable and each angular degree (beginning, 15°, 30°, and 45°) were compared between the groups using the independent *t* test ($p > 0.05$), or Mann Whitney test ($p > 0.05$) for the cases in which the distribution was parametric or non-parametric, respectively.

The “Cohen *d*” and “*r*” values were used according to the distribution of the data to calculate the effect size of the comparisons. The interpretation was based on Cohen's values: no effect ($d = 0$ to 0.1, $r = 0$ to 0.05), small effect ($d = 0.2$ to 0.4, $r = 0.1$ to 0.2), moderate effect ($d = 0.5$ to 0.7, $r = 0.24$ to 0.33), and large effect ($d = 0.8$ to > 1 , $r = 0.37$ to 0.45).

The kinematic variables that obtained an intermediate effect and large effect were selected and the ROC curve was performed to obtain values of

sensitivity and specificity to identify the discriminatory capacity of the variables between the groups with patellofemoral pain and healthy individuals.

RESULTS

Table 1 represents the age, height, weight, body mass index (BMI), *Foot Posture Index* (FPI) and *Numerical Pain Rating Scale* (NPRS) with the means and standard deviations of both groups evaluated.

The means, standard deviations, and size of the effect of the kinematic values of both groups, in relation to the sagittal, frontal, and transverse planes at the beginning of the movement, and at 15°, 30°, and 45° of the patients in the PFP group compared to the control group are represented in Table 2.

Table 3 presents the cut-off points and area under the curve, sensitivity ,and specificity of the data obtained in the ROC curve.

Table 2. Kinematic data of the groups with their means in degrees ± standard deviation in relation to the sagittal, frontal, and transverse planes in women with PFP and healthy women

	Lateral Step Down											
	Beginning			15 degrees			30 degrees			45 degrees		
	Control	PFP	ES	Control	PFP	ES	Control	PFP	ES	Control	PFP	ES
Sagittal Plane												
Knee flexion *	4.56 (6.60)	1.60 (4.77)	0.51	15.36 (0.24)	15.46 (0.16)	0.31	30.38 (0.16)	30.42 (0.14)	0.19	45.25 (0.12)	45.27 (0.11)	0.14
Plantar flexion with respect to the ground * • † ‡	1.14 (1.94)	2.19 (2.00)	0.53	3.14 (1.43)	5.77 (3.73)	0.36	5.05 (1.82)	7.13 (3.27)	0.33	7.02 (3.82)	9.19 (4.32)	0.27
Dorsiflexion of the rearfoot in relation to the tibia •	8.82 (3.12)	9.61 (3.35)	0.24	12.64 (1.34)	14.85 (2.31)	1.17	18.38 (2.03)	19.46 (3.35)	0.39	24.40 (2.79)	25.57 (4.42)	0.32
Forefoot dorsiflexion and plantiflexion in relation to the rearfoot • †	-0.48 (3.71)	-1.31 (2.76)	0.11	2.08 (3.82)	4.01 (1.95)	0.37	4.56 (2.15)	9.58 (4.21)	1.50	8.21 (2.15)	7.58 (4.21)	0.19
Frontal Plane												
Trunk inclination † ‡	-0.81 (1.96)	-1.52 (1.50)	0.41	-1.41 (2.44)	-2.21 (2.63)	0.32	-1.78 (2.53)	-4.40 (1.51)	1.26	-2.06 (2.72)	-5.05 (1.50)	1.36
Pelvis drop • † ‡	-2.23 (1.52)	-2.90 (1.60)	0.20	-3.85 (1.03)	-5.18 (1.41)	1.07	-5.26 (1.14)	-8.77 (1.15)	3.07	-9.03 (1.58)	-10.98 (1.69)	1.19
Hip Adduction • † ‡	1.89 (1.46)	2.32 (2.09)	0.18	3.94 (1.10)	5.24 (1.44)	1.01	5.35 (1.12)	8.80 (1.19)	2.98	8.97 (1.60)	11.03 (1.62)	1.28
Knee abduction	3.46 (3.52)	2.83 (3.37)	0.06	3.49 (3.61)	2.95 (3.96)	0.01	4.25 (4.10)	3.69 (4.39)	0.13	4.20 (4.78)	3.97 (4.28)	0.02
Rearfoot eversion in relation to the ground * • † ‡	1.62 (1.39)	7.44 (5.12)	0.64	1.67 (1.33)	11.25 (3.40)	0.85	2.94 (1.12)	12.37 (2.12)	0.86	1.41 (0.73)	12.87 (3.33)	0.86
Rearfoot eversion in relation to the tibia •	-2.85 (16.53)	-6.36 (12.06)	0.20	-13.29 (2.00)	-18.32 (2.14)	2.43	-14.58 (14.57)	-17.93 (11.25)	0.10	-18.51 (13.23)	-22.40 (11.21)	0.06
Pronation of the forefoot in relation to the rearfoot * • † ‡	1.97 (1.01)	5.45 (4.04)	0.53	2.05 (0.93)	9.29 (4.52)	0.75	2.90 (1.32)	13.42 (5.66)	0.84	3.60 (1.78)	9.60 (5.90)	0.55
Transverse Plane												
Medial hip rotation †	1.03 (2.78)	0.93 (3.33)	0.01	6.92 (8.86)	5.51 (7.76)	0.17	7.77 (3.68)	9.94 (3.15)	0.31	5.28 (2.82)	4.66 (3.66)	0.19
Lateral/medial rotation of the foot relative to the ground * • † ‡	0.29 (4.45)	-2.20 (4.04)	0.59	-2.40 (2.02)	-4.73 (2.49)	0.42	-4.41 (2.50)	-6.14 (2.99)	0.25	-4.76 (1.89)	-8.65 (3.06)	0.57
Medial rotation of the rearfoot in relation to the tibia	-8.50 (5.54)	-6.58 (5.31)	0.35	-9.63 (5.93)	-8.27 (6.00)	0.15	-12.05 (6.73)	-10.86 (6.66)	0.10	-14.70 (7.43)	-14.19 (7.44)	0.06
Abduction of the forefoot in relation to the rearfoot * • † ‡	1.03 (1.77)	-0.15 (4.77)	0.33	1.89 (1.22)	3.81 (2.83)	0.88	2.90 (1.35)	5.09 (3.24)	0.88	5.09 (3.01)	7.98 (3.23)	0.92

* P<0.05 Beginning

• P<0.05 15 degrees

† P<0.05 30 degrees

‡ P<0.05 45 degrees

ES: Effect Size

Lateral/medial rotation of the foot relative to the ground (positive values are of medial rotation and negative values of lateral rotation)

Forefoot dorsiflexion and plantiflexion in relation to the rearfoot (negative values are for plantar flexion and positive values for dorsiflexion)

Parametric data are presented in bold and italic

Table 3. Sensitivity and Specificity data and their cut-off points in the area under the curve (AUC)

	Cut-off Point	AUC	Sensitivity %	Specificity %
30° Knee Flexion				
Inclination of trunk	-3.45	.80	67.6	67.6
Pelvis drop	-6.80	.99	97.1	91.2
Hip Adduction	6.96	.98	91.2	91.2
Rearfoot eversion /ground	6.56	100	97.1	97.1
Pronation of the forefoot/rearfoot	4.80	.99	97.1	91.2
Abduction of the forefoot/rearfoot	3.15	.70	64.7	58.8
45° Knee Flexion				
Inclination of trunk	-4.11	.82	76.5	61.8
Pelvis drop	-9.96	.80	73.5	70.6
Hip Adduction	10.14	.83	79.4	70.6
Rearfoot eversion /ground	4.45	100	100	100
Pronation of the forefoot/rearfoot	4.70	.82	70.6	91.2
Abduction of the forefoot/rearfoot	6.54	.74	82.4	47.1

DISCUSSION

This study compared the kinematics of the trunk, pelvis, and lower limbs in different knee flexion angles in women with and without patellofemoral pain during execution of the *lateral step down* test and verified that the variables sensitive and specificity to detect differences between the groups were the ipsilateral trunk lean, contralateral pelvic drop, hip adduction, rearfoot eversion in relation to the ground, and pronation and abduction of the forefoot in relation to the rearfoot at 30° and 45°.

There are several studies that demonstrate the relationship between the compressive forces^{23,24} reduction in contact area^{23,28,29} joint cartilage stress²⁴

and knee flexion angles with medial femoral rotation as major components associated with PFP patients during functional clinical trials.^{1,6,13,14,20}

The large ipsilateral trunk lean [30° (-4.40 °); 45° (-5.05 °)], contralateral pelvic drop [30° (-8.75 °); 45° (-10.98 °)], and hip adduction [30° (8.80°); 45° (11.03°)] are frequently found in the literature in women with PFP during stair climbing¹², *single leg triple hop test*¹³, and unipodal squatting²¹ results which corroborate the findings of the present study. These results reinforce the probable inefficiency of the hip abductor muscles to control the pelvis in the frontal plane, which consequently increases hip adduction and produces a compensatory mechanism of ipsilateral trunk lean in an attempt to increase the abductor internal moment²⁵. Thus, the present study reiterates the need to focus on interventions in the posterolateral hip muscles and trunk stabilizers^{3,10,11,15,18,21} principally at 30° and 45° knee flexion, as these angulations are the main kinematic alterations presented by patients with PFP in the execution of the SDL.

The excessive eversion of the rearfoot [30° (12.37°); 45° (12.87°)] during the SDL found in the present study corroborates with findings from previous studies using a stair climbing task¹² however the peak of eversion was not found for other tasks such as gait⁴. The eversion of the rearfoot associated with pronation [30° (13.42°); 45° (9.60°)], and abduction of the forefoot in relation to the rearfoot [30° (5.09°); 45° (7.98°)], is another finding that concentrates the main differences between 30° and 45°, adding information and strengthening the mechanism described theoretically by Tiberio, 1987³² who relates the excessive eversion of the rearfoot during the support phase of the gait with greater medial rotation of the tibia due to the coupling of the talus in the ankle

joint, and greater medial rotation and adduction of the femur. These findings may also aid in the understanding of the efficacy of interventions in the distal segments, such as the use of orthoses in patients with PFP^{4,9,10,11}. It is possible that the kinematic alterations found in women with PFP are task dependent, which would explain the lack of consensus regarding rearfoot eversion. Further research on different conditions and tasks should be performed with multi-segment models to further elucidate this mechanism.

These results are those that presented, in addition to a statistical difference, a large effect size, and were used in an attempt to explore the discriminatory capacity of these kinematic variables between healthy and PFP women using the ROC curve. The differences identified between the groups during SDL for contralateral pelvic drop, hip adduction, rearfoot eversion with respect to the ground and forefoot pronation showed sensitivity between (91.2% - 97.1%) and specificity between (91.2% - 97.1%) at 30° and rearfoot eversion with sensitivity and specificity of 100% at 45°, which characterizes these variables as the best to detect differences between healthy and PFP women. The other variables demonstrated lower values of sensitivity and specificity, thus a greater chance of false negatives and positives. Compared to the stair climbing task¹² our results were more sensitive and specific to discriminate healthy women from those with PFP, reinforcing the possibility that women with PFP show different kinematic behavior according to the task performed.

To our knowledge, no study has evaluated the trunk, pelvis, hip, knee, ankle, and foot in a multi-segmented form in SDL. However, we understand that the study would benefit from the associated evaluation of kinetic and EMG

information as well as muscular strength to better understand cause and effect relationships.

CLINICAL IMPLICATIONS

The greatest ipsilateral trunk lean, pelvic drop, hip adduction, rearfoot eversion, and pronation and abduction of the forefoot are findings already described in the literature in patients with PFP^{10,11} However, little is known about at what angles of knee flexion these alterations occur. Our results indicate that at 30° and 45° knee flexion the attention should be greater proximally and distally, as it is at these moments that the main kinematic alterations occur. We must consider that the best discriminatory capacity is in pelvic drop, hip adduction, rearfoot eversion in relation to the ground, forefoot pronation in relation to the rearfoot at 30° knee flexion and in eversion of the rearfoot in relation to the ground at 45° knee flexion. The importance of addressing these points during rehabilitation in patients with PFP is a possible understanding of which alterations lead to the onset of pain, and outline the best approach, being proximal or distal.

STUDY LIMITATIONS

This study presents as a limitation, the inclusion of only women due to the high incidence in this population⁶ and further studies in men are necessary so that these results can be used. These results refer only to the *lateral step down*, it being important to evaluate the sensitivity and specificity of other functional tests used in patients with PFP.

CONCLUSION

The major angles of ipsilateral trunk lean, pelvic drop, hip adduction, rearfoot eversion in relation to the ground, and pronation and abduction of the forefoot in relation to the rearfoot, occur at 30° and 45° knee flexion. At 30° knee flexion, the main variables to detect the sensitivity and specificity in women with the PFP from healthy women are, pelvic drop, hip adduction, rearfoot eversion in relation to the ground and pronation of the forefoot in relation to the rearfoot, while at 45° knee flexion, the main variable was eversion of the rearfoot in relation to the ground, this being the principal variable among all those evaluated to differentiate healthy individuals from those with PFP.

REFERENCES

- 1- Alon Rabin, ZVI Kozol, Uria Moran, Arye Efergan, Yehuda Geffen, Aharon S, Finestone. Factors Associated With Visually Assessed Quality of Movement During a Lateral Step-down Test Among Individuals With Patellofemoral Pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(12):937-946.
- 2- Alon Rabin DPT, ZVI Kozol. Measures of range of motion and strength among healthy women with differing quality of lower extremity movement during the lateral step-down test. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(12):792–800.
- 3- Baldon, R. E. M, Fabio Viadana Serrão, Rodrigo Scattone Silva, Sara Regina Piva. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* v. 44, n. 4, p. 240-A8, Apr 2014.
- 4- Barton, C. et al. Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Foot and Ankle Research.* 2011, 4:10, p. 2- 7.
- 5- Bley, A. S, João Carlos Ferrari Côrrea, Amir Curcio Dos Reis, Nayra Deise Dos Anjos Rabelo, Paulo Henrique Marchetti, Paulo Roberto Garcia Lucareli. Propulsion Phase of the Single Leg Triple Hop Test in Women with Patellofemoral Pain Syndrome: A Biomechanical Study. May 2014. *PLoS ONE* 9(5): e97606.
- 6- Boling M, Padua D, Marshall S, et al. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Science Sports* 2010;20:725–30.
- 7- 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;34:1299–307.

- 8- Chinkulprasert C, Vachalathiti R, Powers Christopher M. Patellofemoral joint forces and stress during forward step-up, lateral step-up, and forward stepdown exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41(4):241–8.
- 9- Collins N, Crossley K, Beller E, Darnell R, McPoil T, Vicenzino B. Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomised clinical trial. *Br Med J.* 2008; 337:a1735.
- 10- Crossley, K M. et al. Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med* 2016;00:1–5.
- 11- Crossley, K M. et al. Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 2: recommended physical interventions (exercise, taping, bracing, foot orthoses and combined interventions). *Br J Sports Med* 2016;0:1–9.
- 12- De Oliveira Silva, D., Barton, C.J., Pazzinatto, M.F., Briani, R.V., de Azevedo, F.M., Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics. *Clinical Biomechanics.* 35 (2016) 56–61
- 13- Dos Reis AC, Correa JCF, Bley AS, Rabelo NDA, Fukuda TY, Lucareli PRG Kinematic And Kinetic Analysis Of The Single-Leg Triple Hop Test In Women With And Without Patellofemoral Pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* v. 45, n 10 p. 799 – 807 oct. 2015
- 14- Escamilla, R. F. et al. Patellofemoral Joint Force and Stress during the Wall Squat and One-Leg Squat. *The American College of Sports Medicine.* P. 879 – 888.

- 15- Fukuda TY, Magalhães E, 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):641-647.
- 16- Giles, LS, Webster, KE, Mcclelland, JA, Cook, J. Does Quadriceps Atrophy Exist in Individuals With Patellofemoral Pain? A Systematic Literature Review Meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.*2013; 43(11):766-776.
- 17- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990; 8:383-392.
- 18- Lack S, et al. Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis *Br J Sports Med.* 2015; 0:1–13.
- 19- Lucareli, PRG. et al. Repeatability of a 3D multi-segment foot model during anterior and lateral step down tests. *Gait & Posture* 43 (2016) 9–16.
- 20- Liao T C. et al. Femur Rotation Increases Patella Cartilage Stress in Females with Patellofemoral Pain. *American College of Sports Medicine.* Jan 2015. 1775-1780.
- 21- Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrao AF (2012) Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 44: 1747–1755.
- 22- Nunes GS, Stapait EL, Kirsten MH, De Noronha M, Santos GM. Clinical teste for diagnosis of patellofemoral pais syndrome: Systematic review with meta-analysis. *Phys Ther Sport.* 2013 Feb; 14(1):54-9.
- 23- Powers, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys*

Ther. v. 33, n. 11, p. 639-46, Nov 2003.

- 24-** Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG. Patellar kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing movements in persons with patellar subluxation : a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:639-646.
- 25-** Powers CM. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010. 40. 42-51.
- 26-** Rabelo NDA, Lima B, dos Reis AC, Bley AS, Yi CL, Fukuda TY, Costa LO Neuromuscular training and muscle strengthening in patients with patellofemoral pain syndrome: A protocol of randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2014; 15:157.
- 27-** 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* 2006, 21:89-98.
- 28-** Salsich GB, Perman WH. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:521-528.
- 29-** Salsich GB, Perman WH. Tibiofemoral and Patellofemoral Mechanics are Altered at Small Knee Flexion Angles in People with Patellofemoral Pain. *J Sci Med Sport.* 2013 January ; 16(1): 13–17.
- 30-** Scattone Silva R., Maciel C. D., Serrão F.V. The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. *Man Ther.* 2015. 20(79-83).
- 31-** Stebbins J, Harrington M, Thompson N, Zavatsky, Theologis T. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait & Posture* 2006; 23:401–10.

- 32-** 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.
- 33-** Willson, J. D.; Binder-Macleod, S.; Davis, I. S. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med.* v. 36, n. 8, p. 1587-96, Aug 2008.
- 34-** Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, et al. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech* 2011;26:735–40.
- 35-** Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *Br J Sports Med.* 2014;48:411–414.

Referências

- 1- Alon Rabin DPT et al. Factors Associated With Visually Assessed Quality of Movement During a Lateral Step-down Test Among Individuals With Patellofemoral Pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014;44(12):937-946.
- 2- Alon Rabin DPT, Kozol Zvi. Measures of range of motion and strength among healthy women with differing quality of lower extremity movement during the lateral step-down test. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40(12):792–800.
- 3- Baldon, R. E. M. et al. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 44, n. 4, p. 240-A8, Apr 2014.
- 4- Barton, C. et al. Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Foot and Ankle Research* 2011, 4:10, p. 2- 7.
- 5- Barton, C. et al. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics* 27 (2012) 702–705.
- 6- Bley, A. S. et al. Propulsion Phase of the Single Leg Triple Hop Test in Women with Patellofemoral Pain Syndrome: A Biomechanical Study. May 2014 | Volume 9 | Issue 5 | e97606.
- 7- Boling M, Padua D, Marshall S, et al. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Science Sports* 2010;20:725–30.
- 8- 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;34:1299–307.

- 9- Chinkulprasert C, Vachalathiti R, Powers Christopher M. Patellofemoral joint forces and stress during forward step-up, lateral step-up, and forward stepdown exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2011;41(4):241–8.
- 10- Collins N, Crossley K, Beller E, Darnell R, McPoil T, Vicenzino B. Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomised clinical trial. *Br Med J*. 2008; 337:a1735.
- 11- Crossley, K M. et al. Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med* 2016;00:1–5.
- 12- Crossley, K M. et al. Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 2: recommended physical interventions (exercise, taping, bracing, foot orthoses and combined interventions). *Br J Sports Med* 2016;0:1–9.
- 13- De Oliveira Silva, D., Briani, R.V., Pazzinatto, M.F., Ferrari, D., Aragão, F.A., Albuquerque, C.E., et al., 2015a. Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain. *Clin. Biomech.* 30, 144–148.
- 14- De Oliveira Silva, D., Barton, C.J., Pazzinatto, M.F., Briani, R.V., de Azevedo, F.M., Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics. *Clinical Biomechanics* 35 (2016) 56–61
- 15- Dos Reis AC, Correa JCF, Bley AS, Rabelo NDA, Fukuda TY, Lucareli PRG Kinematic And Kinetic Analysis Of The Single-Leg Triple Hop Test In Women With And Without Patellofemoral Pain. . *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 45, n 10 p. 799 – 807 oct. 2015

- 16- Escamilla, R. F. et al. Patellofemoral Joint Force and Stress during the Wall Squat and One-Leg Squat. *The American College of Sports Medicine*. P. 879 – 888.
- 17- Fukuda TY, Magalhães E, 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):641-647.
- 18- Giles, LS, Webster, KE, McClelland, JA, Cook, J. Does Quadriceps Atrophy Exist in Individuals With Patellofemoral Pain? A Systematic Literature Review Meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*.2013;43(11):766-776.
- 19- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990;8:383-392.
- 20- Lack S, et al. Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis *Br J Sports Med* 2015;0:1–13. doi:10.1136/bjsports-2015-094723
- 21- Lucareli, PRG. et al. Repeatability of a 3D multi-segment foot model during anterior and lateral step down tests. *Gait & Posture* 43 (2016) 9–16.
- 22- Liao T C. et al. Femur Rotation Increases Patella Cartilage Stress in Females with Patellofemoral Pain. *American College of Sports Medicine*. Jan 2015. 1775-1780.
- 23- Nunes GS, Stapait EL, Kirsten MH, De Noronha M, Santos GM. Clinical tests for diagnosis of patellofemoral pain syndrome: Systematic review with meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2013 Feb;14(1):54-9.
- 24- Powers, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 33, n. 11, p. 639-46, Nov 2003.

- 25- Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG. Patellar kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing movements in persons with patellar subluxation : a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:639-646.
- 26- Powers CM. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010. 40. 42-51.
- 27- Rabelo NDA, Lima B, dos Reis AC, Bley AS, Yi CL, Fukuda TY, Costa LO Neuromuscular training and muscle strengthening in patients with patellofemoral pain syndrome: A protocol of randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2014;15:157.
- 28-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* 2006, 21:89-98.
- 29- Salsich GB, Perman WH. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:521-528.
- 30- Scattonne Silva R., Maciel C. D., Serrão F.V. The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. *Man Ther.* 2015. 20(79-83).
- 31- Stebbins J, Harrington M, Thompson N, Zavatsky, Theologis T. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture* 2006;23:401–10.
- 32- Thorborg Kristian et al. Increased medial foot loading during drop jump in subjects with patellofemoral pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2014) 22:2301–2307.

- 33- 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.
- 34- Willson, J. D.; Binder-Macleod, S.; Davis, I. S. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med*, v. 36, n. 8, p. 1587-96, Aug 2008.
- 35- Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, et al. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *ClinBiomech* (Bristol, Avon) 2011;26:735–40.
- 36- Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *Br J Sports Med* 2014;48:411–414.

10. Anexos

ANEXO 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO

Nome: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ CEP: _____

Telefone: _____ email: _____

As Informações contidas neste prontuário foram fornecidas por **André Nogueira Ferraz de Carvalho e Silva** (Aluno do Curso de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE), objetivando firmar acordo escrito mediante o qual, a voluntária 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.

Título do Trabalho: Sensibilidade e Especificidade do *Lateral Step Down Test* em Detectar Diferenças em Mulheres com DFP e Saudáveis. **Objetivo:** O objetivo desse estudo é de comparar a cinemática do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo, retropé e antepé no instante do início do movimento, a 15º, 30º e 45º de flexão do joelho em mulheres com e sem a dor femoropatelar durante a execução do *lateral step down* e verificar quais variáveis são as mais sensíveis e específicas para detectar diferenças entre indivíduos saudáveis e com dor femoropatelar. **Justificativa:** Necessidade clínica e científica de investigar diferenças cinemáticas no tronco, membros inferiores, retropé e antepé, durante o *lateral step down test* em pacientes com a DFP associado às diferentes angulações de flexão do joelho. **Experimental:** Serão incluídos no estudo 34 mulheres saudáveis e 34 mulheres com dor femoropatelar, com idades entre 18 e 35 anos, sedentárias 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. Serão excluídas do estudo voluntários 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 medido com fita métrica e mulheres que apresentarem o pé supinado segundo o *Foot Posture Index* (FPI). Inicialmente serão coletados todos os dados pessoais (nome, gênero, idade, endereço, telefone) e dados antropométricos (altura, peso corporal e medidas do quadril, joelho, pernas e pé). A avaliação da dor e função será através de 2 questionários (sob supervisão e orientação do examinador) e a avaliação cinemática (dos movimentos do tronco, pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé) será durante o *Lateral Step Down* (repetido 5 vezes para cada perna), porém todas voluntárias serão previamente familiarizadas com o procedimento. O questionário de dor consiste de uma escala de 11 pontos, sendo que a voluntária pontua sua dor de 0, “como “sem dor alguma” e 10 “a pior dor que poderia sentir”. O questionário de função desempenho do paciente em atividades do cotidiano, o qual a voluntária responde 13 perguntas relacionadas a dor e funcionalidade dos membros inferiores durante atividades de vida diária. O tempo máximo para responder ambos questionários não ultrapassa 5 minutos. Para análise do *Lateral Step Down* a voluntária deverá estar de shorts curto e top, para colocação, de um total de 26 marcadores que refletem a luz, no corpo (nas costas, coxas, pernas e pés) através de fita adesiva dupla-face hipoalergênica.

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 dos testes. A pesquisa será interrompida e a voluntária será excluída do estudo caso ocorra qualquer sensação de dor ou desconforto considerada anormal durante o protocolo proposto 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.

Informações: A voluntária 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 da voluntária em continuar participando.

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.

Garantia do Sigilo: Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa. **Formas de Ressarcimento**

das Despesas decorrentes da Participação na Pesquisa: Serão ressarcidas despesas com eventuais deslocamentos. **Local da Pesquisa:** Laboratório Integrado de

Análise de Movimento do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação na Universidade Nove de Julho localizado na Rua Professora Maria José Barone Fernandes, nº 300. Vila Maria. São Paulo – SP / CEP 02117-020. Tel.: (11) 26339301.

Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa da Uninove: Rua Vergueiro nº 235/249 1º andar – Liberdade – 01504-001/ tel.: 3385-9059. **Telefones dos Pesquisadores para**

Contato: André Nogueira Ferraz de Carvalho e Silva (11) 95458-8883 e Paulo Roberto Garcia Lucareli (11) 3385-9122.

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 2

Descrição do protocolo de medidas antropométricas

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

ANEXO 3**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 numero para descrever sua média de dor.

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

ANEXO 4

Anterior Knee Pain Scale (AKPS)

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

Adaptado de: Kujala UM, Jaakkola LH, Koskinen SK, Taimela S, Hurme M, Nelimarkka O. Scoring of Patellofemoral Disorders. *J Arthrosc Rel Sug.* 1993;9(2):159-63.

Nome:

Idade:

Tempo dos sintomas: () mais de 6 meses

Dominância: () direito () esquerdo

Joelho acometido: () D () E

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

1- Claudicação:

- a) Nenhum (5)
- b) Fraco ou periódico (3)
- c) Constante (0)

2- Sustentação:

- a) Sustentação total sem dor (5)
- b) Doloroso (3)
- c) Com carga é impossível (0)

3- Andar:

- a) Sem limite (5)
- b) Consegue andar mais que 2 Km (3)
- c) Anda de 1 a 2 Km sem dor (2)
- d) Inapto (0)

4- Escadas

- a) Sem dificuldade (10)
- b) Dor pequena ao descer (8)
- c) Dor tanto ao descer e ao subir (5)
- d) Inapto (0)

5- Agachamento

- a) Sem dificuldade (5)
- b) Agachamento repetitivo doloroso (4)
- c) Doloroso em cada tempo (3)
- d) Possível com sustentação de peso parcial (2)
- e) Inapto (0)

6- Correndo

- a) Sem dificuldades (10)
- b) Dor após correr mais de 2 Km (8)
- c) Dor leve após início (6)
- d) Dor severa (3)
- e) Inapto (0)

7- Pular

- a) Sem dificuldades (10)
- b) Pouca dificuldade (7)
- c) Dor constante (2)
- d) Inapto (0)

8- Sentar prolongadamente com flexão dos joelhos

- a) Sem dificuldades (10)
- b) Dor após exercício (8)
- c) Dor constante (6)
- d) A dor força a extensão do joelho(s) temporariamente (4)
- e) Inapto (0)

9- Dor

- a) Nenhuma (10)
- b) Pouca e ocasional (8)
- c) Interfere com o sono (6)
- d) Ocasionalmente severa (3)
- e) Constante e severa (0)

10- Edema

- a) Nenhum (10)
- b) Após exercícios severos (8)
- c) Após atividades diárias (6)
- d) Toda noite (4)
- e) Constante (0)

11- Dor anormal aos movimentos patelares (subluxação)

- a) Nenhum (10)
- b) Ocasionalmente em atividades esportivas (8)
- c) Ocasionalmente em atividades diárias (4)
- d) Ao menos um deslocamento documentado (2)
- e) Mais de 2 deslocamentos (0)

12- Atrofia ou rigidez

- a) Nenhum (5)
- b) Leve (3)
- c) Severa (0)

13- Deficiência em flexão

- a) Nenhum (5)
- b) Pouca (3)
- c) Severa (0)

Soma dos pontos: _____

ANEXO 5

ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ - Foot Posture Index®

Nome do Paciente: _____

	Fator	Plano	SCORE 1		SCORE 2		SCORE 3	
			Date_____	Comment_____	Date_____	Comment_____	Date_____	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 6

24/01/2017 ScholarOne Manuscript

 Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy

[Home](#)

[Author](#)

Submission Confirmation 

Thank you for your submission

Submitted to
Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy

Manuscript ID
01-17-0504RR

Title
PROXIMAL AND DISTAL FACTORS ARE SENSITIVE AND SPECIFIC TO DETECT DIFFERENCES BETWEEN WOMEN WITH PATELLOFEMORAL PAIN AND HEALTHY WOMEN DURING THE LATERAL STEP-DOWN TEST

Author(s)
Ferrer, Andre
Palli, Fabiano
Novak, Alina
Ferreira, Cintia
Ribeiro, Nayla
Luciani, Paulo

Date Submitted
24-Jan-2017

[Author Dashboard](#)

© Thomson Reuters | © ScholarOne, Inc., 2017. All Rights Reserved.
 ScholarOne Manuscript and ScholarOne are registered trademarks of ScholarOne, Inc.
 ScholarOne Manuscript Patents PT 2,517,707 and PT 2,602,855.
[W](#) [@ScholarOneNews](#) | [System Requirements](#) | [Privacy Statement](#) | [Terms of Use](#)