

Danilo de Oliveira Silva

**ANÁLISE DE PARÂMETROS CINÉTICOS EM MULHERES
COM SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR NO GESTO
DE SUBIDA DE ESCADA**

Presidente Prudente

2015

Danilo de Oliveira Silva

**ANÁLISE DE PARÂMETROS CINÉTICOS EM MULHERES
COM SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR NO GESTO
DE SUBIDA DE ESCADA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Fisioterapia da Faculdade de Ciências e Tecnologia - FCT/UNESP, campus de Presidente Prudente, para a obtenção do título de Mestre em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo

Co-orientador: Prof. Dr. Fernando Amâncio Aragão

Presidente Prudente

2015

FICHA CATALOGRÁFICA

S579a Silva, Danilo de Oliveira.
Análise de parâmetros cinéticos em mulheres com Síndrome da Dor Femoropatelar no gesto de subida de escada / Danilo de Oliveira Silva. - Presidente Prudente : [s.n.], 2015
v, 53 f. : il.

Orientador: Fábio Mícolis de Azevedo
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências e Tecnologia
Inclui bibliografia

1. Cinética. 2. Biomecânica. 3. Síndrome da Dor Patelofemoral. I. Silva, Danilo de Oliveira. II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências e Tecnologia. III. Título.

Sumário

1. INTRODUÇÃO	10
1.1 Caracterização do problema	10
1.2 Fatores proximais	12
1.3 Fatores locais	14
1.4 Fatores distais	15
1.5 Implicações clínicas.....	17
2. HIPÓTESES E OBJETIVO	17
3. METODOLOGIA	18
3.1 Amostra	19
3.1.1 Critérios de inclusão	20
3.1.2 Critérios de não inclusão e exclusão	21
3.2 Delineamento experimental.....	21
3.3 Procedimento experimental	23
3.4 Instrumentação.....	25
3.4.1 Processamento dos sinais	25
3.5 Tratamento estatístico dos dados	26
3.5.1 Reprodutibilidade e precisão.....	27
3.5.2 Diferenciação	27
3.5.2 Determinação	28
3.5.3 Acurácia diagnóstica.....	28
4. RESULTADOS	29
4.1 ICC e EPM.....	29
4.2 Análise de variância.....	31
4.3 Coeficientes de determinação	32
4.4 Sensibilidade, Especificidade e Área Sob a Curva	34
5. DISCUSSÃO.....	36
5.1 Qualidade da medida	36
5.2 Diferenças entre os grupos	38
5.3 Análises preditivas.....	40
5.4 Acurácia diagnóstica.....	42
5.5 Contribuições científicas	44

6. CONCLUSÃO	46
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	47
ANEXO I: Protocolo de avaliação para SDFP	52
ANEXO II: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	54
ANEXO III: Aprovação do comitê de ética em pesquisa da FCT/UNESP	56
APÊNDICE – ATIVIDADES DESENVOLVIDAS.....	57

Lista de Figuras

Figura 1 - Organograma para condução do estudo	19
Figura 2 - Estrutura do Laboratório de Pesquisa de Movimento Humano, utilizada para a execução do experimento.	22
Figura 3 - Escada sem o tapete emborrachado com a plataforma de força embutida no quarto degrau da escada.....	23
Figura 4 - Posição inicial prévia à subida de escadas.	24
Figura 5 - Durante a subida de escadas.	24
Figura 6 - Gráfico referente as curvas ROC dos parâmetros: Loading rate (N/s); Tempo (s); Vale (unidade em Newton-força, normalizada pela massa de cada indivíduo).	34
Figura 7 - Gráfico referente as curvas ROC dos parâmetros: Área (95% elipse) (cm ²); Velocidade de deslocamento do centro de pressão no sentido ânteroposterior (cm/s); Velocidade de deslocamento do centro de pressão no sentido médiolateral (cm/s); Primeiro pico da força vertical de reação do solo (unidade normalizada).	35

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Valores de média, desvio padrão, ICC (intervalo de confiança) e EPM (valores absolutos e em porcentagem) das variáveis cinéticas nos grupos SDFP e Controle.....	30
Tabela 2 - Valores das razões de F (Graus de liberdade) e p referente às análises de variância, para verificar a existência de efeito entre os grupos.	31
Tabela 3 - Valores das razões de F (Graus de liberdade) e p referente às análises de variância para verificar a existência de efeito entre os dias de teste.....	32
Tabela 4 - Modelos de regressão múltipla para definir o coeficiente de determinação dos parâmetros cinéticos com relação a dor referida pelos indivíduos com SDFP.	33
Tabela 5 - Valores de sensibilidade e especificidade para o ponto de corte ideal (equilíbrio entre sensibilidade e especificidade) de acordo com o Youden index. Também encontram-se os valores de área sob a curva (intervalo de confiança a 95%)......	35

Resumo

A Síndrome da Dor Femoropatelar é exacerbada durante atividades funcionais, como subir degraus. Apesar de sua etiologia permanecer indefinida, sabe-se que ocorrem problemas no alinhamento do membro inferior acometido, decorrente de alterações locais, distais e proximais a patela. O estudo das forças de reação do solo e deslocamento do centro de pressão durante a subida de escadas é pouco utilizado para análise da Síndrome da Dor Femoropatelar, entretanto, identificar e entender se existe e como se dão essas alterações é extremamente importante para o entendimento desta disfunção. Neste contexto, este projeto tem como objetivo geral investigar os padrões dinâmicos cinéticos em mulheres com Síndrome da Dor Femoropatelar, durante subida de escadas. Foram recrutadas 62 mulheres para participarem do estudo, 31 com Síndrome da Dor Femoropatelar e 31 assintomáticas. As participantes subiram 5 vezes uma escada instrumentada de 7 degraus, com uma plataforma de força embutida no quarto degrau. Foram extraídos parâmetros referentes ao centro de pressão e da força vertical de reação solo. Esses parâmetros foram testados quanto a reprodutibilidade, precisão, diferenciação, capacidade de predição da dor e acurácia diagnóstica. As variáveis analisadas pelo estudo, de forma geral, apresentaram valores de moderada a muito alta reprodutibilidade e baixos valores de erro, indicando boa precisão da medida. Dos 10 parâmetros avaliados, apenas 3 não apresentaram diferenças significativas entre os grupos. Os 7 parâmetros que apresentaram diferença foram inseridos em modelos de regressão múltipla, o modelo com todas variáveis foi capaz de prever aproximadamente 62% da dor referida por indivíduos com Síndrome da Dor Femoropatelar. Com relação à acurácia diagnóstica da área de deslocamento (95% da elipse) do centro de pressão e loading rate apresentaram resultados significativos, bem como, os melhores valores, em equilíbrio, de sensibilidade e especificidade.

Palavras-chave: Cinética; Síndrome da dor femoropatelar, reprodutibilidade dos resultados

ANALYSIS OF KINETIC PARAMETERS IN WOMEN WITH PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME DURING STAIR CLIMBING

Abstract

Patellofemoral Pain Syndrome often affects athletes and sedentary population, causing anterior knee pain that is exacerbated during functional activities such as climbing stairs. Despite its etiology remains inconclusive, it is known that problems occur in the affected lower limb alignment, resulting from changes in local, distal and proximal to the knee. The study of ground reaction and center of pressure displacement during stair climbing is hardly used for Patellofemoral Pain Syndrome analysis, however, identify and understand if there is and how these changes occur is extremely important for Patellofemoral Pain Syndrome understanding. In this context, the aim of this project was investigating kinetic dynamic patterns in women with Patellofemoral Pain Syndrome during stair climbing. 62 women were recruited to participate in the study, 31 with Patellofemoral Pain Syndrome and 31 pain free. The participants performed 5 stair ascents under an instrumented 7 steps stairs with an embedded force platform on the fourth step. Parameters related to the center of pressure and the vertical ground reaction force were extracted. These parameters were tested for reliability, precision, differentiation, capability to predict pain and diagnostic accuracy. The variables analyzed in the study, in general, showed values of moderate to very high reliability and low error values, indicating good precision of the measurement. Of the 10 parameters evaluated, only 3 were not significantly different between groups. The 7 parameters that showed differences were entered into multiple regression models. The model with all variables was able to predict approximately 62% of referred pain in individuals with Patellofemoral Pain Syndrome. Regarding to diagnostic accuracy of center of pressure displacement area (95% of the ellipse) and loading rate showed significant results, as well as the best values, on balance, sensitivity and specificity.

Keywords: Kinetic; patellofemoral pain syndrome; reproducibility of results

1. INTRODUÇÃO

1.1 Caracterização do problema

O joelho é uma das articulações mais lesionadas na prática esportiva, assim como nas atividades de vida diária¹. Dentre as diversas disfunções desta articulação, a Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP) é responsável por 1 a cada 4 casos registrados em clínicas ortopédicas¹. A SDFP é descrita como dor anterior, peripatelar ou retropatelar de início insidioso, sem associação com outras doenças e/ou trauma, ou seja, de causa desconhecida². Os sintomas são exacerbados por atividades como subir e descer escadas, caminhadas em terrenos inclinados e permanecer sentado por tempo prolongado, agachado e ajoelhado³. Além disso, evidenciou-se associação entre indivíduos com SDFP e desenvolvimento de osteoartrite patelofemoral⁴.

Levando em consideração os gestos de exacerbação, as subidas de escadas tornaram-se corriqueiramente utilizadas para investigação da influência de fatores mecânicos e biológicos. Os quais, poderiam desarmonizar as ações coordenadas dos membros inferiores e as estratégias de controle desta habilidade motora⁵⁻⁷. Portanto, tarefas desafiadoras que aumentem a demanda em termos mecânicos e musculares, como a subida de escadas, vêm contribuindo para entender os mecanismos compensatórios dos indivíduos com SDFP que não podem ser observados durante a marcha, por exemplo⁵.

As alterações biomecânicas têm sido investigadas nesses indivíduos há pelo menos 27 anos⁸. Muitas evidências apontam para modificações que descaracterizam o padrão clássico e estereotipado de sua locomoção, seja na marcha ou na subida de escadas⁹⁻¹². Todavia, a caracterização biomecânica deste padrão alterado de movimento permanece insuficiente. Consensos^{13,14} realizados periodicamente por *experts* da área da dor patelofemoral sugerem

que a etiologia multifatorial da SDFP pode ser subdividida em desarranjos de três fatores: proximais, locais e distais ao joelho.

Ainda que muitas contribuições tenham sido feitas no sentido de identificar alterações biomecânicas nos três fatores durante o gesto de subida de escada^{5,11,15-17} deve-se considerar que: (i) poucos foram os esforços científicos para investigar alterações cinéticas em indivíduos com SDFP; (ii) os cuidados metodológicos com relação à qualidade da medida (reprodutibilidade e precisão) em muitos casos não são reportados, o que dificulta a inserção desses parâmetros como possíveis caracterizadores da disfunção; (iii) não existem estudos que verificaram a acurácia diagnóstica de parâmetros cinéticos na SDFP.

Atualmente os estudos têm examinado isoladamente alterações biomecânicas^{6,17,18}, que consequentemente podem repercutir na componente vertical de força de reação do solo e em parâmetros do centro de pressão. Entretanto, até o momento poucas pesquisas investigaram com metodologia adequada o comportamento destes parâmetros cinéticos. O que poderia favorecer a construção de marcadores consistentes para monitorização da evolução do quadro desses indivíduos com SDFP. Por exemplo, o primeiro pico da força vertical de reação do solo, com valores maiores do que indivíduos assintomáticos, indicariam sobrecarga no membro inferior¹⁹.

Sendo a SDFP associada à degeneração futura da articulação femoropatelar⁴, tornam-se relevantes estudos que tragam novas informações sobre a acurácia diagnóstica de parâmetros que monitorem o quadro de progressão da disfunção. Além disso, possam possibilitar intervenção precoce neste problema de saúde pública, evitando complicações da evolução da doença. Informações sobre um dos aspectos do controle postural e componentes das forças de reação do solo, em conjunto com a triagem clínica, auxiliariam de forma importante a caracterizar e monitorar indivíduos com SDFP.

Nos próximos tópicos serão apresentados aspectos relevantes e lacunas sobre como alterações dos fatores distais, proximais e locais, podem repercutir em parâmetros cinéticos.

1.2 Fatores proximais

Existe o crescimento recente de estudos que abordam alterações do quadril na SDFP^{11,20-23}. Esses estudos têm explorado variáveis biomecânicas que apontam alterações neuromusculares^{21,24,25} e de controle funcional do fêmur^{11,21,26} associadas com esta disfunção. Biomecanicamente, a excursão anormal do fêmur pode alterar a mecânica fisiológica da articulação patelofemoral²¹. Resultados de um estudo com ressonância magnética apresentaram que a excessiva rotação interna do fêmur sobre a patela está relacionada à lateralização e a elevação da pressão na articulação patelofemoral²⁷. Além disso, o déficit de ativação de adutores e rotadores internos do quadril, juntamente com atraso de ativação do músculo glúteo médio durante atividades de descarga de peso unipodal, pode levar a sobrecarga da articulação patelofemoral e desequilíbrios na estabilidade postural^{22,28,29}.

Os músculos do quadril têm importância na estabilidade postural. Quando foram submetidos a um processo de fadiga, obteve-se aumento significativo no deslocamento do centro de pressão²⁹. Além disso, os torques produzidos pelos músculos do quadril, agem minimizando a aceleração do centro de massa do corpo em resposta a perturbações posturais³⁰. Como descrito por Winter (2009) o centro de gravidade tem influência sobre o centro de pressão, portanto, indivíduos com SDFP podem ter alterações em parâmetros do centro de pressão (COP)³¹. No entanto, o estudo que se preocupou em avaliar a área de deslocamento do COP, o fez na posição quasi-estática³². Seria importante, a investigação desse parâmetro em um gesto funcional e que seja mais desafiador ao indivíduo do que posturas estáticas ou a própria marcha.

Os parâmetros proximais cinemáticos frequentemente investigados em indivíduos com SDFP são: adução de quadril e rotação interna do fêmur^{11,33}. Em atividades que requerem descarga de peso unipodal, como a subida de escada, esses parâmetros mostram angulação excessiva quando comparados a indivíduos assintomáticos³³. O que leva a um demasiado valgo dinâmico do joelho e gera picos de contato pressóricos, podendo aumentar em 45% a pressão na articulação patelofemoral³⁴. Para exemplificar como essas variáveis se comportam, um estudo,¹⁷ encontrou em atividades unipodais, diferença significativa ($p=0,007$) na adução de quadril, comparando indivíduos com SDFP ($12,1\pm 2,8^\circ$) a indivíduos assintomáticos ($8,1\pm 4,8^\circ$). Já outro estudo,³⁵ encontrou excessiva rotação interna de fêmur nos indivíduos com SDFP durante subida e descida de escadas. Entretanto, há carência de evidências que demonstrem se existe de fato sobrecarga no membro afetado. Ou, se devido aos picos de contato pressóricos, gerados pelo contato entre patela e o côndilo lateral do fêmur, o indivíduo assume estratégias de locomoção, que de certa forma protejam o membro doloroso. O primeiro pico da força vertical de reação do solo pode contribuir com informações nesse sentido.

Apesar do encaminhamento apresentado com relação às alterações proximais serem capazes de repercutir em parâmetros cinéticos de indivíduos com SDFP, poucos estudos avaliaram esses parâmetros. Os estudos disponíveis^{19,32}, não apresentam informações com relação a qualidade da medida (reprodutibilidade e precisão). A reprodutibilidade é fundamental para todos os aspectos da medida, pois atesta a qualidade da informação e permite conclusões racionais com relação aos dados obtidos, uma medida reprodutível é consistente e com baixos níveis de erros³⁶. Portanto, ainda se apresenta como lacuna, a investigação de parâmetros cinéticos justificados por alterações biomecânicas de quadril frequentemente reportadas por pesquisadores da área da SDFP.

1.3 Fatores locais

Uma das hipóteses estudadas sobre fatores locais, é a de que indivíduos com SDFP apresentam menores ângulos de flexão de joelho durante subida de escadas, com o intuito de reduzir o estresse da articulação patelofemoral^{12,35}.

Durante as atividades de descarga de peso unipodal, o aumento na flexão do joelho aumenta a força de reação da articulação patelofemoral³⁷. Assim, os indivíduos com SDFP reduzem a quantidade de flexão do joelho na tentativa de reduzir a força de reação da articulação patelofemoral e consequentemente aliviar a dor nessa região^{37,38}. Crossley, Cowan, Bennell & McConell, 2004³⁸ indicaram a subida e descida de escadas como atividades consistentes para investigar alterações de flexão de joelho em indivíduos com SDFP. Esses indivíduos apresentaram pico de flexão de joelho significativamente menor do que o grupo controle durante a fase de apoio. Uma revisão sistemática recentemente publicada, abordou estudos prospectivos que tiveram o intuito de prever a SDFP³⁹, dentre a grande quantidade de variáveis biomecânicas utilizadas, se destacou o pico de flexão do joelho durante a fase de apoio⁴⁰. Boling e colaboradores, 2010⁴⁰ envolveram 1795 participantes e verificaram que o parâmetro cinemático pico de flexão de joelho foi capaz de prever 71% da SDFP.

Um encaminhamento pouco explorado até o momento, é a repercussão causada no sistema por esta estratégia de reduzir a flexão de joelho durante atividades funcionais. Por exemplo, na área de fraturas de tornozelo, está bem estabelecido que altas *loading rates* (taxa da velocidade em que uma força é aplicada no corpo) maximizam o estresse nos tecidos osteomusculares⁴¹. E ainda, que uma forma de reduzir esse impacto seria aumentar a flexão do joelho em atividades funcionais⁴². Como apresentado, indivíduos com SDFP tem ângulos de flexão de joelho reduzidos quando comparado a indivíduos assintomáticos. Esse fato pode

maximizar o estresse em regiões distais como a articulação do tornozelo. Com isso, torna-se essencial pesquisar estas alterações. Ou seja, se a hipótese que *loading rates* apresentam valores excessivos for confirmada, indica que a estratégia de proteção (diminuir a flexão do joelho), pode induzir outros tipos de alteração e danos aos tecidos osteomusculares.

O encaminhamento apresentado por nosso grupo de pesquisa⁶, com o uso de ferramentas eletromiográficas para diagnosticar a SDFP mostrou-se bastante pertinente e pode ser explorado da mesma forma com parâmetros cinéticos. Entretanto, o delineamento pode ser aprimorado, com o uso de métodos estatísticos mais apropriados como as Curvas de Característica de Operação do Receptor (ROC).

1.4 Fatores distais

O principal fator distal pesquisado é a hiperpronação subtalar^{18,20,43}. Tibério, (1987)⁸ apresentou um modelo teórico que sustenta a relação entre a hiperpronação subtalar e sujeitos com SDFP, pois descreveu como essa alteração distal pode afetar negativamente a articulação patelofemoral.

Foi proposto que a excessiva amplitude de movimento de pronação subtalar durante a marcha resultaria em excessiva rotação interna da tíbia, isso atrasaria ou reduziria a amplitude de rotação externa da tíbia em relação ao fêmur. Esse movimento é essencial para permitir a extensão do joelho durante a fase de apoio, com isso, como mecanismo compensatório o fêmur realizaria excessiva rotação interna aumentando a área de contato da articulação patelofemoral. Consequentemente, esse fator aumenta a compressão lateral na articulação e propicia o desenvolvimento da doença⁸. Além disso, o movimento de pronação da articulação subtalar é acompanhado de flexão de joelho e rotação tibial interna, durante a marcha. Essa série de movimentos torna-se um importante componente absorvedor de impacto quando o pé

entra em contato com o solo⁴⁴. A alteração desse processo, por meio da hiperpronação subtalar, pode também levar a sobrecarga na articulação femoropatelar⁴⁴.

Estudos tem utilizado a análise cinemática em 3 dimensões (3D) para verificar o movimento de pronação subtalar durante atividades dinâmicas^{18,20,44}. Durante a fase de apoio da marcha os achados tem sido consistentes em apontar que existe excessiva pronação subtalar nos indivíduos com SDFP¹⁸. Uma revisão sistemática apontou que uma das principais características cinemáticas encontradas na marcha desses indivíduos é a hiperpronação subtalar⁴⁵. Barton, Menz, Levinger, Webster & Crossley, 2011¹⁸ verificaram que o nível de pronação subtalar excessiva é capaz de predizer o sucesso de tratamento com palmilhas de indivíduos com SDFP, quanto maior a pronação subtalar mais as palmilhas serão efetivas na redução da dor.

Levando em conta essa alteração distal, o controle postural desses indivíduos pode estar comprometido⁴⁶. Uma forma de inferir sobre o comportamento global do controle postural é acessando o comportamento do deslocamento do COP e a velocidade de deslocamento⁴⁷. No entanto, ressalta-se que os mecanismos de controle postural são mais complexos e as análises propostas nesta dissertação não são capazes de destrinchar com profundidade todos os aspectos do controle postural. Apesar de poucos estudos terem abordado parâmetros cinéticos na SDFP, ao descarregar o peso sobre a perna afetada os indivíduos com SDFP podem ter aumento excessivo do deslocamento do COP, principalmente no sentido médio-lateral¹⁹. Além disso, um estudo observou que indivíduos com SDFP apresentaram menores cargas plantares na região lateral do pé durante a fase de apoio na subida de escadas comparado a indivíduos assintomáticos, e maior tendência de suporte direcionado para região medial do pé⁵. Este fato sugere que no parâmetro da força vertical de reação do solo, classicamente conhecido como vale, poderia ser menos acentuado em indivíduos com SDFP.

1.5 Implicações clínicas

Estão evidenciados na literatura, grande quantidade de parâmetros cinemáticos e eletromiográficos alterados em indivíduos com SDFP. Muitas dessas variáveis têm implicação teórica direta em parâmetros cinéticos. No entanto, este tipo de ferramenta foi pouco explorada até o momento e pode trazer informações importantes para o melhor entendimento da disfunção. Explorar este tipo de análise de forma consistente, apresentando reprodutibilidade, precisão e acurácia diagnóstica é uma forma original de abordagem que repercute um grande potencial de contribuição para área. Por exemplo, possíveis alterações em *loading rates* podem fazer com que esse parâmetro seja incluído como desfecho de futuros estudos clínicos, pois está diretamente relacionado a sobrecarga no sistema musculoesquelético dos membros inferiores. Outro parâmetro, que caso alterado, tem potencial de contribuição para futuros estudos é a área de deslocamento do COP. Intervenções com o intuito de corrigir adaptações musculoesqueléticas oriundas da SDFP, podem utilizar este parâmetro como desfecho, objetivando informações globais sobre um dos aspectos do controle postural. Os dois exemplos apresentados acima, apenas elucidam a aplicabilidade clínica dos parâmetros estudados neste trabalho.

2. HIPÓTESES E OBJETIVO

As hipóteses a serem testadas são:

$$H_0: \lambda_1 = \lambda_2$$

$$H_1: \lambda_1 \neq \lambda_2$$

Onde, λ_1 representa os indivíduos com SDFP e λ_2 representa indivíduos assintomáticos. Estas hipóteses foram testadas para cada variável cinética estudada, as quais serão apresentadas na seção 3.4.1 Processamento de sinais.

Neste contexto o objetivo principal deste estudo é investigar a existência de alteração de parâmetros cinéticos em mulheres com Síndrome da Dor Femoropatelar e assintomáticas durante o gesto de subida de escadas, considerando os seguintes objetivos específicos:

- Analisar a reprodutibilidade e precisão da medida dos parâmetros cinéticos observados no estudo;
- Identificar quais parâmetros são capazes de diferenciar indivíduos com SDFP de indivíduos assintomáticos;
- Verificar a capacidade de cada parâmetro, estatisticamente diferente entre os grupos, em prever a dor referida dos indivíduos com SDFP;
- Testar a acurácia diagnóstica de parâmetros cinéticos com o intuito de melhor caracterizar o indivíduo com SDFP.

3. METODOLOGIA

Este estudo constitui análises baseadas em modelos experimentais, os quais serão fundamentados na metodologia exposta. O fluxograma apresentado na Figura 1 representa, resumidamente, as etapas experimentais do protocolo elaborado para atendimento dos propósitos científicos do trabalho.

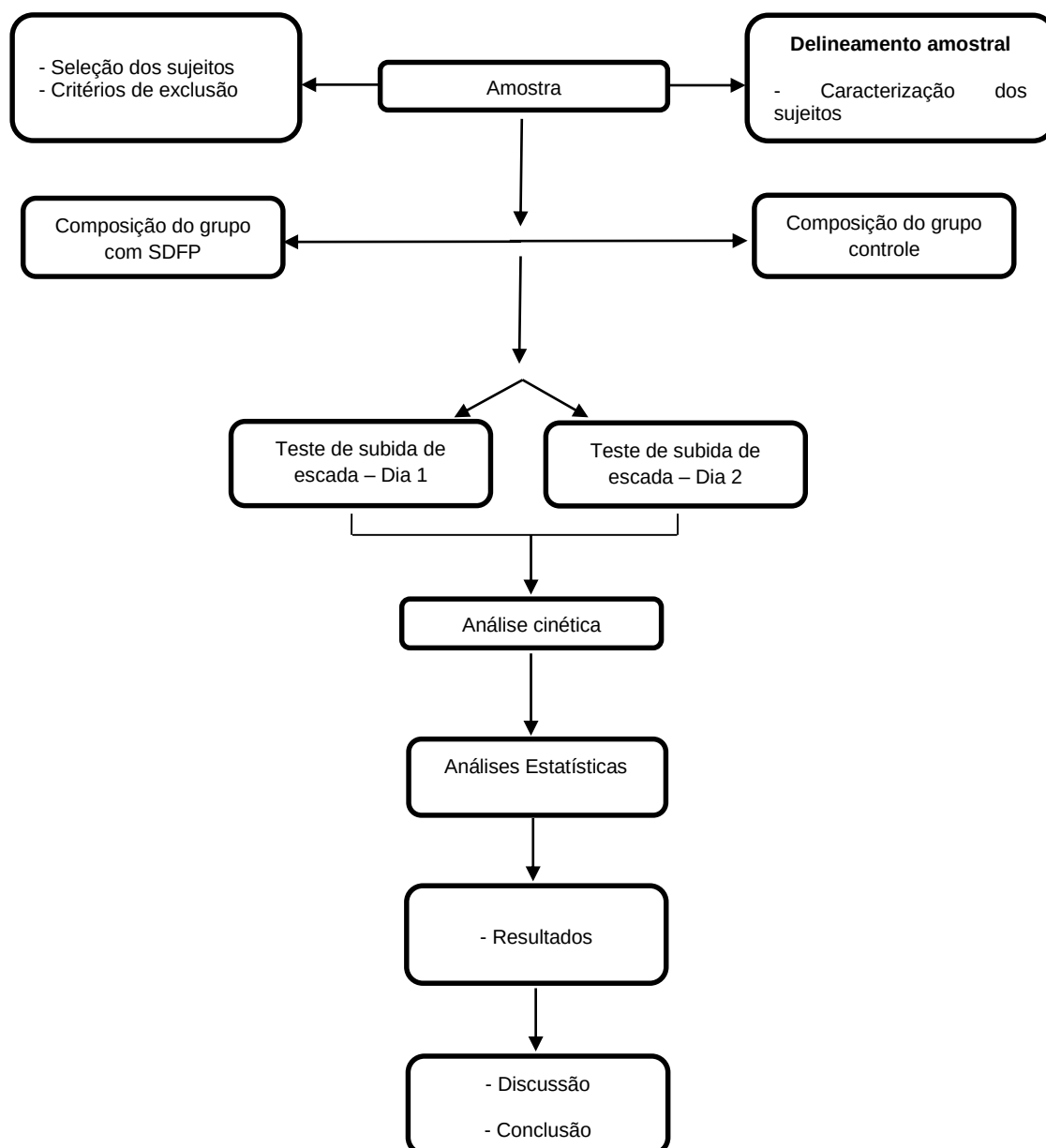


Figura 1 - Organograma para condução do estudo

3.1 Amostra

Foi realizado o cálculo amostral baseado em um estudo piloto desenvolvido previamente às coletas de dados. Optou-se pelos resultados dos parâmetros com maior desvio padrão e maior diferença a ser detectada³⁶. Para um teste com poder de 80% ($1-\beta=0.80$) e $\alpha=0.05$, bicaudal, o tamanho da amostra calculado foi de 27 indivíduos em cada grupo. A amostra foi composta por 62 indivíduos do sexo feminino, 31 foram alocadas no grupo SDFP

e 31 no grupo controle (GC). A idade média (desvio padrão), altura e massa foram 21,92 (2,72) anos, 1,65 (0,05) m e 65,72 (10,76) kg respectivamente para o grupo SDFP e 22,07 (3,67) anos, 1,65 (0,04) m e 62,3 (7,3) kg para o GC. A amostra foi recrutada nos cursos de graduação e pós-graduação da Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE), também foram distribuídos anúncios em academias e parques da cidade de Cascavel-PR.

Todos os voluntários que participaram da pesquisa assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, elaborado conforme resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, ficando uma cópia com o voluntário e outra com o pesquisador. Este termo obedeceu às características metodológicas éticas orientadoras deste projeto. O protocolo do estudo foi enviado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” Faculdade de Ciências e Tecnologia (FCT/UNESP), campus de Presidente Prudente, com o parecer número 306.729 e data da relatoria 07/06/2013. O trabalho também foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNIOESTE, campus Cascavel-PR, com o parecer número 096/2013 e data de relatoria 26/07/2013.

3.1.1 Critérios de inclusão

A ferramenta clínica (anexo I) utilizada para aplicação dos critérios de inclusão que foram adotados para este estudo foi baseada em estudos diagnósticos e revisões sistemáticas^{1,6,48}. É composta por três dimensões: i) sintomas relacionados à presença de dor, com a Escala Numérica de Dor (END); ii) limitações funcionais; iii) testes clínicos específicos para caracterizar a presença da SDFP. No total estas dimensões englobam 16 ações, divididas em escalas e testes clínicos. Esses critérios têm se mostrado incapazes de especificar a gravidade da SDFP, portanto, podem classificar exclusivamente em relação a

presença da disfunção ou não. Os participantes que exibiram pontuação ≥ 4 foram considerados positivos para SDFP. Critérios de inclusão para o grupo controle (GC): Foram incluídas mulheres que não apresentaram dor no joelho por período mínimo de um ano e sem histórico de lesão ou cirurgia na referida articulação, com pontuação igual a 0 na ferramenta clínica.

3.1.2 Critérios de não inclusão e exclusão

Não puderam incluir o grupo amostral indivíduos com sinal ou sintoma de qualquer outra disfunção no joelho, história recente (dentro de três meses) de cirurgia nessa articulação, história de subluxação patelar ou evidência clínica de lesão meniscal, instabilidade ligamentar, osteoartrose, disfunções no tendão patelar, ou dor referida vinda da coluna; presença de doença neurológica; presença de processo inflamatório ou sintomas de sobrecarga; fisioterapia prévia (pelo menos 6 meses). Todos os critérios foram aplicados por 3 fisioterapeutas, caso não houvesse acordo entre eles o indivíduo não era incluído no estudo. O critério para exclusão do estudo, era caso o indivíduo não realizasse a segunda avaliação ou a ter realizado em período maior do que 7 dias baseado na primeira avaliação.

3.2 Delineamento experimental

Este estudo foi realizado na cidade de Cascavel-PR no Laboratório de Pesquisa do Movimento Humano (LAPEMH), situado dentro das dependências do Centro de Reabilitação Física da Universidade Estadual do Oeste do Paraná (CRF – UNIOESTE). Para a realização do estudo foi construída uma escada que possibilitou a execução do gesto de subida o mais próximo possível do funcional. A elaboração da escada atendeu às recomendações de Yu e colaboradores (1997), sendo assim a escada de teste foi confeccionada em base de madeira,

com sete degraus de 18cm de altura, 28cm de profundidade e com largura de 1m, com corrimão para propiciar segurança aos voluntários⁴⁹. Antes do primeiro degrau e após o último, continha uma passarela de 2m para que os voluntários iniciassem e terminassem o movimento com uma breve caminhada. Estas dimensões obedecem às normas propostas pela NBR 9077/1993 para a construção de escadas (Figura 2). Embutida no quarto degrau da escada, invisível aos voluntários (revestida por material emborrachado de coloração preta), instalou-se uma plataforma de força (AMTI, OR6, Watertown, MA, USA) (Figura 3).



Figura 2 - Estrutura do Laboratório de Pesquisa de Movimento Humano, utilizada para a execução do experimento.



Figura 3 - Escada sem o tapete emborrachado com a plataforma de força embutida no quarto degrau.

3.3 Procedimento experimental

Antes da coleta de dados propriamente dita, o ambiente e os voluntários foram preparados. O ambiente foi controlado em relação à temperatura, iluminação e organização dos instrumentos de medida. Os voluntários vestiram short de ginástica para não haver limitação durante a execução do gesto de subida de escada.

Posteriormente as voluntárias foram orientadas a treinar a atividade de subir a escada para familiarização do procedimento e para que durante a subida as voluntárias atingissem a plataforma com a perna sintomática (SDFP) e dominante (GC). Após esse procedimento e estando as voluntárias seguras sobre a atividade que deveriam desempenhar, foram iniciadas às coletas de dados.

As voluntárias ficavam paradas na posição inicial (2 metros de distância do primeiro degrau da escada) (Figura 4) e iniciavam pequena caminhada até chegar à escada e, a partir daí, de maneira contínua, subiram os degraus, com alternância dos membros inferiores, velocidade e ritmo auto-controlados, de maneira a assemelhar-se ao máximo à atividade

habitual (Figura 5). Ao final do último degrau também continuaram o movimento com pequena caminhada na passarela. O movimento foi repetido 5 vezes. Após a primeira coleta de dados as voluntárias retornaram ao laboratório, em um período máximo de uma semana e mínimo de 48 horas, para a repetição do teste descrito acima.



Figura 4 - Posição inicial prévia à subida de escadas.



Figura 5 - Durante a subida de escadas.

3.4 Instrumentação

Para aquisição de dados cinéticos captados pela plataforma de força, utilizou-se o *software* AMTI Netforce. Foram configurados três canais referentes às componentes vertical, mediolateral e anteroposterior das forças de reação do solo (FRS) e três canais para aquisição dos momentos de força (Mz, Mx e My). De acordo com as equações 1 e 2 apresentadas a seguir, foram calculados os dados referentes aos deslocamentos do COP. Todos os canais apresentaram ganho final de 1000 e frequência de amostragem de 2000Hz. A aquisição e o armazenamento dos sinais em arquivos de dados foram feitos através do *software* AMTI Bioanalysis® (AMTI, EUA), posteriormente todos os arquivos foram transformados em arquivos de texto.

3.4.1 Processamento dos sinais

A plataforma de força permite a determinação das componentes verticais e horizontais das FRS, bem como a análise de parâmetros do COP. O interesse neste caso foi obter as componentes horizontais e vertical da força de reação do solo, para análise de seus parâmetros, e do COP nos indivíduos assintomáticos e com SDFP. Os dados provenientes da plataforma de força foram processados utilizando algoritmos desenvolvidos no *software* MatLab®. Os sinais foram filtrados com filtro tipo *butterworth* de 4º ordem, frequência de corte de 5Hz e foram normalizados pelo peso do indivíduo³¹. Para o cálculo do COP foram utilizadas as equações 1 e 2⁵⁰:

$$COPAP = \frac{-(My + Fx \times dz)}{Fz} \quad (1)$$

$$COPML = \frac{(Mx - Fy \times dz)}{Fz} \quad (2)$$

Onde, COPAP = Posição no eixo anteroposterior do COP e COPML = Posição do COP no eixo mediolateral. My e Mx são os momentos em torno dos eixos X e Y. Fy e Fx são as forças horizontais de reação do solo e Fz a força vertical. E representando a superfície de borracha que recobre a plataforma de força, com o objetivo de ocultá-la, dz.

Os parâmetros extraídos do COP e das FRS, através da rotina elaborada em ambiente MatLab® foram: deslocamento no sentido médiolateral (cm); deslocamento no sentido anteroposterior (cm); velocidade de deslocamento no sentido médiolateral (cm/s); velocidade de deslocamento no sentido anteroposterior (cm/s); área de deslocamento do centro de pressão com base na elipse de confiança estabelecida em 95% dos dados (cm²); duração da força vertical de reação do solo (s); *loading rate* do início até o primeiro pico da força vertical de reação do solo (N/s); primeiro pico, vale e segundo pico da força vertical de reação do solo (unidade normalizada: N/massa corporal).

Para o cálculo da *loading rate* foi utilizado a taxa entre 20 e 80% do período entre o primeiro contato do pé com a plataforma de força e o primeiro pico da força vertical de reação do solo. A *loading rate* foi calculada como a alteração total na força, dividida pela variação total no tempo ao longo deste período. O tempo de duração da força vertical de reação do solo foi definido pelo início do contato do pé com a plataforma de força até o último contato.

3.5 Tratamento estatístico dos dados

Todas as análises foram conduzidas no *Statistical Software for Social Sciences* 18.0 (SPSS Inc, Chicago, IL). Primeiramente, foi realizada análise descritiva dos dados em média, desvio padrão, distribuição em histogramas, curtose e simetria. *Boxplots* foram usados para

identificar *outliers*, definidos como valores >ou< 1,5 vezes o intervalo interquartil afastado da mediana. Os *outliers* identificados foram removidos dos dados antes das análises estatísticas. Os dados foram testados quanto a distribuição normal pelo teste Shapiro-Wilk.

3.5.1 Reprodutibilidade e precisão

A reprodutibilidade dos dados foi avaliada por meio do coeficiente de correlação intraclass (ICC) com intervalo de confiança de 95% (IC – 95%). Para expressar a precisão da medida utilizou-se o erro padrão da medida (EPM). Foi adotado o ICC 2,k (modelo two way random com concordância absoluta). Optou-se por este modelo, com maior rigidez, e levando em consideração erros aleatórios e sistemáticos, para que os dados obtidos possam ser generalizados para outros estudos³⁶. Os valores de ICC nos respectivos intervalos indicam 0,00-0,25 pouca ou nenhuma reprodutibilidade; 0,26-0,49 pobre reprodutibilidade; 0,50-0,69 reprodutibilidade moderada; 0,70-0,89 alta reprodutibilidade; 0,90-1,0 reprodutibilidade muito alta. O EPM foi calculado por meio da raiz quadrada da variância do erro, possuindo assim a mesma unidade de medida da variável testada³⁶. Valores baixos de EPM refletem maior confiabilidade das medidas, pois indicam sua precisão³⁶. Os valores de EPM foram reportados em valores absolutos e para facilitar a compreensão, também foram reportados em porcentagem normalizado pela média de cada parâmetro.

3.5.2 Diferenciação

As comparações entre os grupos e entre os dias de teste foram realizadas através da análise de variância (ANOVA) – delineamento misto. Com os parâmetros cinéticos sendo as variáveis independentes entre grupos e os dois dias de testes as variáveis de medidas repetidas. A esfericidade foi testada pelo teste de Mauchly's (representado por W) e, nas

situações em que a esfericidade foi violada, utilizou-se a correção de Greenhouse & Geisser nos casos em que o valor de W foi menor que 0,75, e a correção de Huynh-Feldt nos casos em que W foi maior que 0,75⁵¹. A homogeneidade da amostra nos diferentes grupos foi testada pelo teste de Levene e a análise post hoc escolhida em caso de diferença significativa foi o teste de Bonferroni, por ter caráter conservador, e dessa forma reduzir as chances de resultados falso-significativos. O nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$. Os dados referentes a ANOVA foram apresentados com valores de F (graus de liberdade) e valores de p.

3.5.2 Determinação

Para verificar com o coeficiente de determinação (r^2) o quanto as variáveis cinéticas são capazes de prever a dor referida por indivíduos com SDFP foram executados modelos de regressão múltipla do tipo entrada forçada. As associações dentro de cada modelo multivariado foram consideradas como significativas se houvesse $p \leq 0,05$. A força da capacidade preditiva das variáveis biomecânicas em cada modelo multivariado foi determinada pelos coeficientes de regressão para medidas contínuas não padronizadas (B), com intervalos de confiança estabelecido em 95%. O desempenho geral dos modelos finais foi avaliado utilizando-se o r^2 de Nagelskerke, que estima variação da medida explicada pelo modelo⁵². Além disso, para certificar se os dados estão corretamente ajustados ao modelo foram realizados diagnósticos de regressão para avaliar a presença de *outliers*, colinearidade e resíduos.

3.5.3 Acurácia diagnóstica

As Curvas de característica de operação do receptor (ROC), com valores de sensibilidade, especificidade e área sob a curva (resumo global da acurácia diagnóstica, ou seja, com base em todos os possíveis pontos de corte), foram realizadas para verificar a capacidade de cada variável cinética no diagnóstico da SDFP. No que diz respeito à sensibilidade e especificidade, uma diferença clinicamente significativa é caracterizada pela presença de um ponto da curva ROC, que maximiza tanto a especificidade quanto a sensibilidade. Para identificar essa diferença foi utilizado o *Youden index*⁵³, pois se trata uma medida frequentemente usada para identificar este ponto ideal.

4. RESULTADOS

Não houve diferença estatística entre os dados antropométricos dos grupos, sendo todos os valores inferiores a $p = 0,286$, verificado pelo teste t de Student para amostras independentes. A distribuição dos dados foi considerada normal pelo teste de Shapiro Wilk com $p \geq 0,478$ em todas variáveis.

4.1 ICC e EPM

De forma geral os parâmetros utilizados por este estudo apresentaram valores consistentes com relação a qualidade da medida. Apenas um parâmetro, deslocamento anteroposterior do COP, apresentou reprodutibilidade moderada $ICC=0,63$, para o grupo controle. Todos os outros valores oscilaram entre alta reprodutibilidade e muito alta, bem como, valores baixos de EPM indicando boa precisão da medida. Os valores estão apresentados na tabela 1.

Tabela 1 - Valores de média, desvio padrão, ICC (intervalo de confiança) e EPM (valores absolutos e em porcentagem) das variáveis cinéticas nos grupos SDFP e Controle.

Variável	Grupo Controle				Grupo SDFP			
	Dia 1		Dia 2		Dia 1		Dia 2	
	Média±DP	Média±DP	ICC	EPM	Média±DP	Média±DP	ICC	EPM
Área (95%Elipse) (cm ²)	33.14±11.23	32.53±9.64	0.83(0.63;0.92)	6.12(18%)	26.71±8.42	26.42±8.51	0.78(0.55;0.90)	5.94(22%)
Desloc. COP AP (cm)	4.02±1.15	3.66±0.88	0.63(0.16;0.84)	0.62(17%)	3.62±1.07	4.01±1.67	0.78(0.67;0.92)	0.78(19%)
Desloc. COP ML (cm)	9.52±2.16	9.42±2.27	0.84(0.64;0.92)	1.27(13%)	8.80±1.65	9.07±1.68	0.84(0.66;0.92)	1.10(12%)
Veloc. COP AP (cm/s)	10.84±3.40	9.96±2.55	0.83(0.61;0.92)	1.25(11%)	8.66±1.85	8.69±1.74	0.72(0.42;0.86)	1.61(18%)
Veloc. COP ML (cm/s)	24.71±5.06	25.35±4.20	0.84(0.64;0.93)	2.77(10%)	22.23±3.85	22.66±4.31	0.78(0.55;0.89)	2.73(12%)
Tempo Fz (s)	0.80±0.08	0.77±0.09	0.92(0.79;0.96)	0.03(3%)	0.86±0.09	0.86±0.1	0.89(0.77;0.94)	0.04(4%)
Loading rate (N/s)	3.46±0.59	3.67±0.61	0.93(0.81;0.97)	0.31(8%)	3.83±0.64	4.03±0.55	0.86(0.68;0.93)	0.28(7%)
1º Pico Fz (n.u.)	10.25±0.89	10.39±0.98	0.95(0.90;0.98)	0.83(7%)	9.87±0.40	9.98±0.45	0.82(0.63;0.91)	0.24(2%)
Vale Fz (n.u.)	6.94±0.72	6.77±0.80	0.91(0.79;0.96)	0.28(4%)	7.29±0.39	7.16±0.53	0.78(0.54;0.89)	0.27(3%)
2º Pico Fz (n.u.)	11.40±1.00	11.39±0.91	0.96(0.90;0.98)	0.27(2%)	11.05±0.55	11.22±0.72	0.91(0.82;0.95)	0.26(2%)

Tabela 1 – Variáveis cinéticas: Área 95% Elipse (Corresponde a área de deslocamento do COP durante a subida de escada, com base em 95% dos dados); Desloc COP AP (Deslocamento do COP no sentido anteroposterior); Desloc COP ML (Deslocamento do COP no sentido médiolateral); Veloc COP AP (Velocidade de deslocamento do COP no sentido anteroposterior); Veloc COP ML (Velocidade de deslocamento do COP no sentido médiolateral); Tempo Fz (Tempo de duração da força vertical de reação do solo); Loading rate; 1º Pico Fz (Primeiro pico encontrado na curva da força vertical de reação solo, n.u. = unidade normalizada pela massa de cada participante); Vale Fz (O menor ponto situado entre o 1º e 2º pico da força vertical de reação do solo); 2º Pico (Segundo pico encontrado na curva força vertical de reação do solo).

4.2 Análise de variância

Os resultados referentes a ANOVA para comparação entre os grupos estão apresentados na Tabela 2, com valores da razão F (graus de liberdade) e valores de p. Nos casos em que o valor de p foi menor que 0,05, estão apresentadas em quais comparações obteve-se diferença, por meio do teste post hoc. Dos dez parâmetros adotados por este estudo, em sete foram identificadas diferenças na comparação entre o GC e o grupo SDFP.

Tabela 2 - Valores das razões de F (Graus de liberdade) e p referente às análises de variância, para verificar a existência de efeito entre os grupos.

Variáveis	Razão F (Graus de liberdade)	Valor de p
$\theta \text{ } \S \text{ } \delta \text{ } \dagger$ Área (95%Elipse)	18,709 (1,60)	0,001*
Desloc. COP AP	0,107 (1,60)	0,744
Desloc. COP ML	0,006 (1,60)	0,937
$\theta \text{ } \S \text{ } \delta \text{ } \dagger$ Veloc. COP AP	7,636 (1,60)	0,008*
$\theta \text{ } \S \text{ } \dagger$ Veloc. COP ML	3,276 (1,60)	0,047*
$\theta \text{ } \S \text{ } \delta \text{ } \dagger$ Tempo Fz	5,423 (1,60)	0,024*
$\theta \text{ } \S \text{ } \delta \text{ } \dagger$ Loading rate	18,926 (1,60)	0,000*
$\theta \text{ } \S \text{ } \delta \text{ } \dagger$ 1º Pico Fz	5,422 (1,60)	0,024*
$\theta \text{ } \S \text{ } \delta \text{ } \dagger$ Vale Fz	5,131 (1,60)	0,028*
2º Pico Fz	0,457 (1,60)	0,502

Tabela 2 – O * indica que a variável apresenta diferença estatística significativa entre os grupos. Os símbolos a seguir indicam em quais momentos as diferenças estatísticas foram identificadas pela análise post hoc, a saber: θ indica diferença na comparação GC Dia 1 vs SDFP Dia 1; $\S$ indica diferença na comparação GC Dia 2 vs SDFP Dia 2; δ indica diferença na comparação GC Dia 1 vs SDFP Dia 2; $\dagger$ indica diferença na comparação GC Dia 2 vs SDFP Dia 1.

Com relação as análises de medidas repetidas (entre os dias de teste), estão apresentados na Tabela 3 os resultados referentes a comparação individual de cada grupo entre o primeiro dia e o segundo dia de avaliação. Pode-se notar que não houve diferenças em nenhum dos parâmetros utilizados.

Tabela 3 - Valores das razões de F (Graus de liberdade) e p referente às análises de variância para verificar a existência de efeito entre os dias de teste.

Variáveis	Grupo Controle		Grupo SDFP	
	F _(Graus de liberdade)	Valor de p	F _(Graus de liberdade)	Valor de p
Área (95%Elipse)	0,305 _(1,29)	0,587	0,001 _(1,29)	0,977
Desloc. COP AP	1,850 _(1,29)	0,856	0,219 _(1,29)	0,643
Desloc. COP ML	1,924 _(1,29)	0,178	0,147 _(1,29)	0,704
Veloc. COP AP	1,729 _(1,29)	0,202	0,196 _(1,29)	0,662
Veloc. COP ML	0,038 _(1,29)	0,846	0,452 _(1,29)	0,507
Tempo Fz	0,934 _(1,29)	0,117	0,084 _(1,29)	0,773
Loading rate	1,315 _(1,29)	0,789	1,112 _(1,29)	0,615
1º Pico Fz	3,777 _(1,29)	0,065	2,590 _(1,29)	0,120
Vale Fz	3,406 _(1,29)	0,070	3,424 _(1,29)	0,072
2º Pico Fz	2,956 _(1,29)	0,098	1,929 _(1,29)	0,175

Tabela 2 – Não foram detectadas diferenças estatísticas significativas entre os efeitos principais, portanto, não foi necessário a utilização das análises post hoc.

4.3 Coeficientes de determinação

Os parâmetros que apresentaram diferença entre os grupos, foram inseridos em modelos de regressão múltipla do tipo entrada forçada. Com a intenção de verificar o quanto cada variável cinética (variáveis independentes) é capaz de explicar a variância da dor referida (variável dependente) pelos indivíduos com SDFP. Na tabela está descrito o quanto cada variável acrescentou quando inserida no modelo. Pode-se destacar o comportamento de duas variáveis: Velocidade de deslocamento do centro de pressão no sentido médiolateral e a *loading rate*, que acrescentaram, respectivamente, 14,9% e 26,5% de predição. Quando todos parâmetros foram inseridos o modelo foi capaz de explicar 62,4% da variância da dor referida.

Tabela 4 - Modelos de regressão múltipla para definir o coeficiente de determinação dos parâmetros cinéticos com relação a dor referida pelos indivíduos com SDFP.

Modelo	Variável	R ²	Mudança R ²	B (95% IC)	P-valor
1	Área (95%Elipse)	0,061	0,061	- 0,061 (-0,160 ; 0,038)	0,216
2	Área (95%Elipse) Veloc. COP AP	0,066	0,005	- 0,064 (-0,166 ; 0,038) 0,047 (-0,214 ; 0,307)	0,209 0,704
3	Área (95%Elipse) Veloc. COP AP Veloc. COP ML	0,215	0,149	- 0,078 (-0,175 ; 0,019) 0,143 (-0,120 ; 0,405) 0,173 (0,002 ; 0,344)	0,110 0,272 0,048
4	Área (95%Elipse) Veloc. COP AP Veloc. COP ML Tempo Fz	0,249	0,035	- 0,075 (-0,172 ; 0,023) 0,250 (-0,094 ; 0,594) 0,206 (0,021 ; 0,392) 3,324 (-3,530 ; 10,177)	0,125 0,145 0,030 0,325
5*	Área (95%Elipse) Veloc. COP AP Veloc. COP ML Tempo Fz Loading Rate	0,514	0,265	- 0,052 (-0,134 ; 0,029) 0,271 (-0,013 ; 0,555) 0,191 (0,038 ; 0,344) 3,913 (-1,779 ; 9,586) 1,498 (0,577 ; 2,420)	0,198 0,061 0,017 0,166 0,003
6*	Área (95%Elipse) Veloc. COP AP Veloc. COP ML Tempo Fz Loading Rate 1º Pico Fz	0,618	0,105	- 0,059 (-0,134 ; 0,016) 0,077 (-0,234 ; 0,388) 0,123 (-0,030 ; 0,275) 4,347 (-0,833 ; 9,526) 1,212 (0,335 ; 2,089) 2,217 (0,242 ; 4,192)	0,115 0,612 0,109 0,095 0,009 0,030
7*	Área (95%Elipse) Veloc. COP AP Veloc. COP ML Tempo Fz Loading Rate 1º Pico Fz Vale Fz	0,624	0,006	- 0,050 (-0,134 ; 0,034) 0,140 (-0,261 ; 0,541) 0,104 (-0,068 ; 0,275) 6,966 (-4,487 ; 18,418) 1,215 (0,319 ; 2,111) 2,385 (0,265 ; 4,506) - 0,795 (-3,880 ; 2,289)	0,231 0,474 0,221 0,218 0,011 0,029 0,596

Tabela 4 – Variáveis cinéticas: Área 95% Elipse (Corresponde a área de deslocamento do COP durante a subida de escada, com base em 95% dos dados); Veloc COP AP (Velocidade de deslocamento do COP no sentido anteroposterior); Veloc COP ML (Velocidade de deslocamento do COP no sentido médiolateral); Tempo Fz (Tempo de duração da força vertical de reação do solo); Loading rate; 1º Pico Fz (Primeiro pico encontrado na curva da força vertical de reação solo); Vale Fz (O menor ponto situado entre o 1º e 2º pico da força vertical de reação do solo). * Indica que o modelo de regressão teve valor de $p \leq 0,05$. O P-valor apresentado na tabela se refere aos valores de B (Coeficiente não padronizado do modelo de regressão múltipla).

4.4 Sensibilidade, Especificidade e Área Sob a Curva

Foram verificados os valores de acurácia diagnóstica dos parâmetros capazes de diferenciar o GC do SDFP. Os resultados foram obtidos por meio das curvas ROC. Houve a necessidade de inserir as variáveis em dois modelos diferentes, pois as curvas ROC levam em consideração a característica do sentido da positividade do teste. Ou seja, se maiores valores ou menores valores indicam se o teste é positivo. Por exemplo, a variável “Área (95%Elipse)” menores valores indicam o teste positivo, no caso da variável “*loading rate*” maiores valores indicam o teste positivo. Devido a esta incoerência observada nos resultados descritivos, separou-se variáveis com menores valores indicando positividade de variáveis com maiores valores indicando positividade.

Primeiramente serão apresentados os resultados das variáveis que maiores valores indicaram a positividade do teste (Figura 6 e Tabela 5). A variável *loading rate* apresentou os melhores resultados com valor de área sob a curva (ASC) de 0,72, 73% de sensibilidade e 64% de especificidade no ponto ideal, definido pelo *Youden Index*.

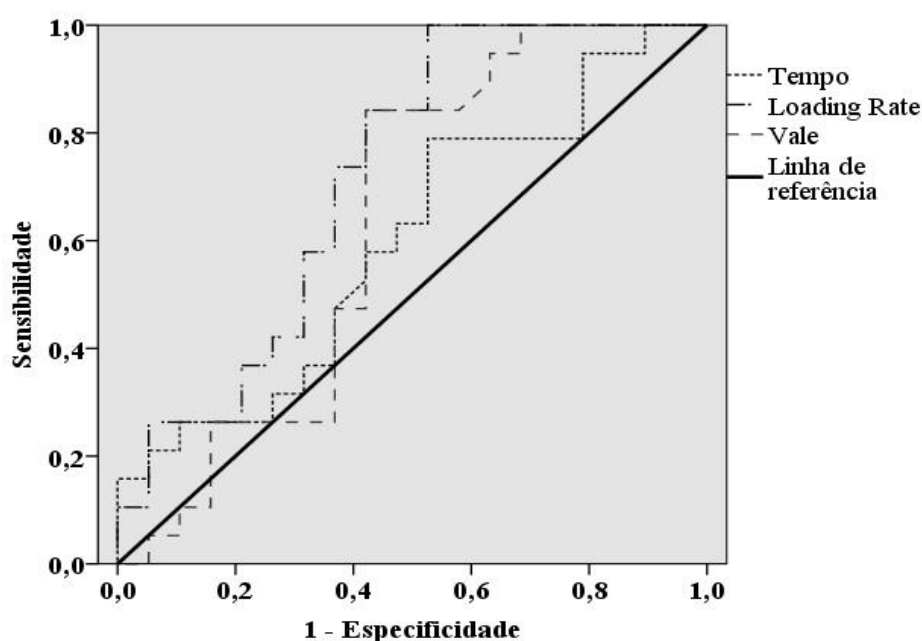


Figura 6 - Gráfico referente as curvas ROC dos parâmetros: Loading rate (N/s); Tempo (s); Vale (unidade em Newton-força, normalizada pela massa de cada indivíduo).

Tabela 5 - Valores de sensibilidade e especificidade para o ponto de corte ideal (equilíbrio entre sensibilidade e especificidade) de acordo com o Youden index. Também encontram-se os valores de área sob a curva (intervalo de confiança a 95%).

Variáveis	Sensibilidade %	Especificidade %	Área sob a curva (95%IC)	P-valor
Área (95%Elipse) (cm ²)	84	64	0.73 (0.57 ; 0.89)	0.014*
Veloc. COP AP (cm/s)	78	64	0.69 (0.61 ; 0.91)	0.060
Veloc. COP ML (cm/s)	57	53	0.55 (0.36 ; 0.74)	0.589
Tempo Fz (s)	57	53	0.60 (0.41 ; 0.78)	0.293
Loading rate (N/s)	73	64	0.72 (0.55 ; 0.88)	0.020*
1º Pico Fz (n.u.)	68	54	0.56 (0.36 ; 0.75)	0.530
Vale Fz (n.u.)	84	53	0.63 (0.44 ; 0.82)	0.161

Tabela 5 - * indica a diferença estatística encontrada referente a área sob a curva com $p \leq 0,05$.

Para os resultados das variáveis que valores menores indicam a positividade do teste (Figura 7 e Tabela 5). As variáveis com melhores desempenhos foram Área (95%Elipse) e a velocidade de deslocamento do COP no sentido anteroposterior.

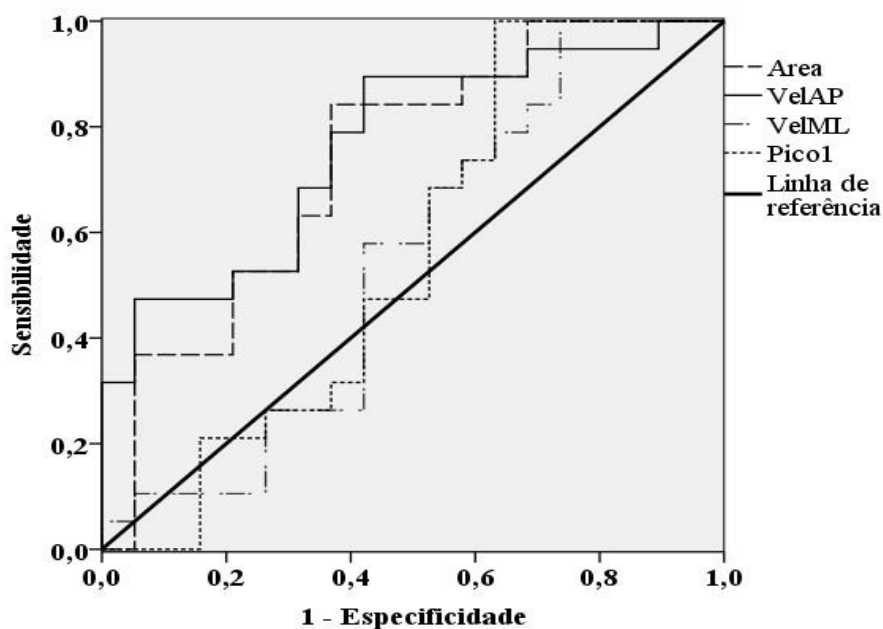


Figura 7 - Gráfico referente as curvas ROC dos parâmetros: Área (95% elipse) (cm²); Velocidade de deslocamento do centro de pressão no sentido anteroposterior (cm/s); Velocidade de deslocamento do centro de pressão no sentido médiolateral (cm/s); Primeiro pico da força vertical de reação do solo (unidade normalizada).

5. DISCUSSÃO

Este projeto teve como objetivo investigar a existência de alteração de parâmetros cinéticos em mulheres com SDFP e assintomáticas durante o gesto de subida de escadas. Apesar dos parâmetros escolhidos serem amplamente reportados na literatura, foram pouco explorados em indivíduos com SDFP. Alterações biomecânicas frequentemente identificadas nestes indivíduos podem repercutir em variáveis do centro de pressão e nas forças de reação do solo coletadas por plataformas de força.

5.1 Qualidade da medida

Devido a diferenças metodológicas e resultados controversos, bem como a variabilidade intrínseca do sinal do COP e das FRS⁴⁷. Afigura-se necessário, primeiramente estabelecer a qualidade da medida, antes de usá-la para os fins estabelecidos nos objetivos específicos.

De forma geral, os parâmetros apresentaram bons valores de reprodutibilidade e precisão. Têm sido reportado, que parâmetros extraídos do centro de pressão, apresentam melhores valores de reprodutibilidade em atividades estáticas, em detrimento de atividades dinâmicas⁵⁴. No entanto, um estudo que verificou parâmetros do centro de pressão e das FRS, não encontrou diferenças significativas quando confrontou essas variáveis em atividades estáticas e dinâmicas⁵⁵. O presente estudo utilizou uma atividade dinâmica, que representava desafios em termos de demandas mecânicas para os indivíduos recrutados. Com isso, os bons resultados de qualidade da medida, tornam-se ainda mais expressivos.

O menor valor de ICC (0,63) observado, foi para variável deslocamento anteroposterior do centro de pressão, sendo classificado como moderadamente reprodutível. No estudo de Moghadam e colaboradores (2011), os autores encontraram que durante atividades desafiadoras ao sistema sensorial, deslocamentos do centro de pressão no sentido anteroposterior se apresentam menos reprodutíveis comparados a deslocamentos no sentido mediolateral. Esta informação está de acordo com os resultados encontrados por este estudo, pois os valores de ICC para o deslocamento mediolateral do centro de pressão foram superiores aos anteroposteriores 0,84 e 0,63 para o GC e 0,84 e 0,78 para o SDFP, respectivamente. Apesar de valores inferiores de ICC, os valores de EPM de todas as variáveis foram relativamente baixos comparado aos valores frequentemente reportados⁵⁴, indicando boa precisão da medida.

Sabe-se que as FRS tem relação com a velocidade a qual o indivíduo desempenha o gesto⁴⁷. Pode-se entender como viés deste estudo, o fato da velocidade de subida de escada não ter sido controlada, o que abre precedente para questionamentos quanto a utilização desses parâmetros para comparação entre os grupos. Entretanto, um estudo monitorou as forças de reação do solo durante a marcha em diferentes velocidades e concluiu que durante a marcha na velocidade preferida houve maior estabilidade e adaptabilidade dos parâmetros cinéticos⁵⁶. Ou seja, padronizar a velocidade poderia aumentar a variabilidade intra-indivíduo e produzir resultados falsos, com valores diferentes do habitual de cada indivíduo. Houve grande esforço em viabilizar um delineamento experimental que fosse o mais próximo do funcional dos indivíduos. Talvez, padronizar a velocidade poderia comprometer e limitar a aplicabilidade dos resultados do estudo.

Cabe ressaltar os valores de reprodutibilidade e precisão dos parâmetros extraídos da força vertical de reação do solo (Fz). Os resultados de ICC foram todos classificados de alto a

muito alto com baixos valores de EPM, tendo o parâmetro menos preciso com apenas 8% de erro.

5.2 Diferenças entre os grupos

Ao avaliarmos a área de deslocamento do centro de pressão (elipse de confiança de 95%), identificamos que o grupo SDFP teve a excursão do centro de pressão mais conservadora comparada ao GC. Por se tratar de um parâmetro global de controle postural, isto indica, que indivíduos com SDFP utilizam diferentes estratégias de controle para executar o mesmo gesto de indivíduos assintomáticos⁴⁷. Com as variáveis investigadas por este estudo, não é possível identificar quais estratégias podem ser as responsáveis por esta alteração na área de deslocamento do COP. Portanto, ao relacionar outras variáveis biomecânicas, alteradas em fatores distais, locais e/ou proximais com a área de deslocamento do COP, poderíamos migrar de um contexto amplo, para um contexto mais específico.

Esse raciocínio, poderia contribuir para utilizar a área do COP como desfecho de um tratamento clínico pontual, no fator alterado que estiver mais relacionado a esse parâmetro. Com essa informação evidenciada, saber-se-ia se aquela estratégia estava afetando o deslocamento do COP ou se seria necessário intervir em outra(s) estratégia(s). Até o momento nenhum estudo abordou variáveis do COP nesse sentido.

Foram encontrados apenas dois estudos que analisaram o deslocamento do COP em indivíduos com SDFP, ambos realizados pelos mesmos autores^{19,32}. Em um estudo³², os autores optaram por avaliar o COP de forma estática e não encontraram diferenças estatísticas entre os grupos SDFP e controle. Entretanto, no outro estudo¹⁹, o qual os autores utilizaram uma tarefa mais desafiadora aos indivíduos, subida de escada, houve diferença estatística entre os grupos para alguns parâmetros do COP.

Estes mesmos autores argumentam que a atividade estática, pode não ter sido desafiadora o suficiente para evidenciar as alterações³². O que reforça o argumento, que a alteração ocorrida nos parâmetros globais do COP (área de deslocamento do COP; Velocidade de deslocamento do COP, em ambos sentidos), apresentado por este estudo, são oriundas de problemas nas estratégias de controle de fatores proximais, locais e distais. Por exemplo, Saad e colaboradores (2011), além de encontrar alterações no deslocamento do COP, evidenciaram déficit de ativação do músculo glúteo médio em indivíduos com SDFP, durante subida de escada. Os autores justificam que este fato poderia determinar alterações no deslocamento no sentido mediolateral do COP. No entanto, isto vai parcialmente contra os resultados obtidos pelo presente projeto. Não houve diferença no deslocamento do COP no sentido mediolateral, apenas na velocidade de deslocamento no sentido mediolateral. O COP dos indivíduos com SDFP, oscilou de forma mais lenta e não de forma mais ou menos pronunciada.

Não se pode definir ou inferir sobre a etiologia da SDFP com os resultados oriundos deste projeto. Porém abre-se para o debate sobre quais alterações causam esses desarranjos de controle postural comparado a indivíduos assintomáticos. Um parâmetro que pode ser mais especificamente relacionado ao problema é a *loading rate*, explicada por Zatsiorsky (2002), como o impacto oriundo do contato do pé com o solo⁵⁷.

Observou-se nos resultados, valores maiores de *loading rate* no grupo SDFP. Isto pode estar relacionado ao fato de indivíduos com SDFP apresentarem flexão de joelho reduzida comparado a indivíduos assintomáticos, durante gestos funcionais^{38,58}. Mesmo possivelmente sendo consequência de desarranjos biomecânicos, com o passar do tempo, altos valores de *loading rate* podem agravar o problema da SDFP e talvez, desencadear outras alterações^{42,59}. A repetição sistemática de gestos sob valores excessivos de *loading rate*, estressam os tecidos

osteomusculares e ligamentos das articulações do tornozelo e joelho⁴¹. Até o momento, nenhum estudo havia abordado valores de *loading rate* na SDFP.

Apesar do exposto sobre a variável *loading rate*, quando observamos especificamente o parâmetro primeiro pico da força vertical de reação do solo, os resultados foram menores comparados ao GC. Para melhor discutir estes achados, devemos entender que *loading rates* mais íngremes encontradas no grupo SDFP, podem acontecer devido a maiores forças aplicadas em velocidade semelhante ao GC; Forças iguais ou inferiores aplicadas em maior velocidade do que o GC; ou uma junção das duas hipóteses.

O resultado encontrado no primeiro pico da Fz, sugere que os indivíduos com SDFP adotam estratégias de proteção ao membro, aplicando menores forças quando o pé entra em contato com o degrau. Portanto, isto elimina a hipótese que indivíduos com SDFP aplicam maiores forças, pois, tentam diminuir o estresse na articulação patelofemoral⁶⁰. No entanto, percebe-se que essa reação para evitar episódios de dor, compromete o controle da velocidade em que o gesto é executado, evidenciado pela diferença na *loading rate*. Assumindo como verdadeira, a hipótese de que a alteração na velocidade é causadora do problema.

Juntamente com as variáveis do COP, os parâmetros da Fz podem ser utilizados como marcadores biomecânicos de indivíduos com SDFP. Para isso, é importante identificar a capacidade de prever a dor e a acurácia diagnóstica de cada parâmetro cinético alterado. Dessa forma pode-se identificar qual parâmetro melhor se encaixa como desfecho, pois um parâmetro com bons valores de acurácia diagnóstica consequentemente se apresenta como bom desfecho.

5.3 Análises preditivas

Os parâmetros cinéticos que apresentaram diferença entre os grupos, foram inseridos em modelos de regressão para identificar o quanto cada parâmetro, de forma isolada e associada, era capaz de determinar a dor referida por indivíduos com SDFP, através de uma escala de dor.

No melhor cenário, quando todas as variáveis foram inseridas no modelo, obteve-se 62,4% de predição. Valor bastante interessante, sabendo-se que na área da SDFP o melhor valor de predição da dor disponível na literatura é de 63%¹¹. O estudo¹¹ que obteve este valor inseriu no modelo de regressão três variáveis cinemáticas (duas de quadril e uma de joelho), mostrando a importância de enquadrar diferentes fatores em uma mesma avaliação. No entanto, ainda apresenta-se como lacuna na literatura a utilização de parâmetros do COP e das FRS. O modelo de regressão apresentado, reforça a importância desses parâmetros em indivíduos com SDFP.

Todavia, é necessário realizar análises mais detalhadas dos valores disponíveis no modelo de regressão. Por exemplo, alguns parâmetros quando inseridos no modelo foram de essencial importância para elevar a capacidade preditiva. *Loading rate*, velocidade de deslocamento do COP no sentido mediolateral e o primeiro pico da Fz, foram capazes de explicar 51,9% da dor. Portanto, a maior parte da variância da dor pode ser explicada por apenas três parâmetros.

Coefficientes não padronizados do modelo de regressão múltipla (B) podem ajudar a entender o que significa diretamente os valores encontrados. Os valores de B indicam que a cada unidade alterada da variável independente, altera-se B-valor na variável dependente⁵¹. Para exemplificar o quanto a alteração dessas variáveis pode impactar nos indivíduos com SDFP, podemos utilizar os valores de B encontrados para *loading rate* e primeiro pico da Fz. Caso haja o aumento de uma unidade da variável *loading rate* aumenta-se 1,21 ($p = 0,011$) na escala de dor, END, que tem amplitude de 0 a 10. E ainda para cada unidade aumentada no

primeiro pico da Fz, aumenta-se 2,38 ($p = 0,029$) na END. Ou seja, pequenas variações nesses parâmetros podem aumentar de forma significativa a dor de indivíduos com SDFP.

Inflar modelos de regressão com muitas variáveis independentes pode comprometer a qualidade do teste. Portanto, futuros estudos, poderiam inserir os três parâmetros cinéticos que juntos explicam aproximadamente de 52% da dor, juntamente com parâmetros cinemáticos já disponíveis na literatura, para tentar explicar a dor de indivíduos com SDFP de forma perficiente. Com isso, aprimorar as intervenções utilizadas em estudos clínicos randomizados.

5.4 Acurácia diagnóstica

Este projeto teve como objetivo específico testar a acurácia diagnóstica dos parâmetros utilizados. Testes estatísticos que verificam se valores de uma variável são diferentes de outra, não nos dão a real informação da capacidade dessas variáveis em diferenciar indivíduos com a doença, em uma população ou amostra em geral³⁶. Para melhor caracterizar indivíduos com SDFP, é de fundamental importância saber os valores de sensibilidade e especificidade de cada parâmetro cinético. Com uso das curvas ROC podemos obter o ponto de corte ideal, com valor equilibrado entre sensibilidade e especificidade, para definir o valor e estabelecer a quantidade de resultados verdadeiro positivo, falso positivo, verdadeiro negativo e falso negativo.

Alguns parâmetros, mesmo apresentando diferenças entre os grupos, em todos os momentos avaliados, não se mostraram boas ferramentas diagnósticas. Velocidade de deslocamento mediolateral do COP, tempo da Fz e primeiro pico da Fz, apresentaram valores baixos de sensibilidade e especificidade. Ou seja, apresentariam altas taxas de falsos positivos

e falsos negativos, caso fossem utilizados como ferramenta para caracterizar indivíduos com SDFP ou como ferramenta de desfecho.

O vale da Fz apresentou bom valor de sensibilidade (S) (84%), entretanto, baixa especificidade (ES) (53%). O ideal, é que a ferramenta tenha equilíbrio entre esses dois marcadores. Ao propor o vale da Fz como parâmetro para caracterizar os indivíduos com SDFP de indivíduos assintomáticos, teríamos 47% de probabilidade de um indivíduo assintomático ser alocado erroneamente como SDFP. Entretanto, alguns parâmetros se mostraram com valores mais altos e equilibrados. A área de deslocamento do COP e a *loading rate* podem ser utilizadas como parâmetros caracterizadores da SDFP, pois apresentaram, (84% S e 64% ES) e (73% S e 64% ES) respectivamente. Até o momento, nenhum estudo na área da SDFP verificou acurácia diagnóstica de parâmetros cinéticos, devido a isso o confronto direto destes resultados com a literatura torna-se infactível.

Além de valores de S e ES, as curvas ROC disponibilizam valores de área sob a curva (ASC). É uma medida que considera a acurácia diagnóstica da variável como um todo, levando em consideração todos os pontos de corte. E ainda, se a acurácia diagnóstica é ou não significativa^{36,61}. Uma forma amplamente utilizada para classificar os resultados obtidos na ASC é o modelo proposto por Swets, (1998)⁶¹. O valor da ASC pode distinguir entre não informativo ($ASC = 0,5$) pouco preciso ($0,5 < ASC \leq 0,7$), moderadamente preciso ($0,7 < ASC \leq 0,9$), altamente preciso ($0,9 < ASC < 1$) e perfeito ($ASC = 1$)⁶¹. Em concordância com os valores de S e ES as únicas variáveis a apresentarem valores de ASC significativos foram área de deslocamento do COP e *loading rate*, bem como, foram as únicas variáveis a serem classificadas como moderadamente precisas. Todas as outras variáveis foram classificadas como pouco precisas.

Recentemente, um estudo publicado por nosso grupo de pesquisa, apresentou valores de sensibilidade (72%) e especificidade (87%) de um parâmetro eletromiográfico⁶. Os

resultados apresentados por este projeto (área de deslocamento do COP e *loading rate*) podem ser associados ao parâmetro eletromiográfico, para dessa forma melhorar caracterizar e filtrar os indivíduos com SDFP. Por exemplo, o indivíduo apenas poderá ser diagnosticado como SDFP se de fato apresentar alterações nos parâmetros cinéticos e eletromiográficos. É importante ressaltar que na área da SDFP testes estatísticos de acurácia diagnóstica são comumente realizados em testes clínicos. Na última revisão sistemática publicada sobre o assunto⁴⁸, nenhum teste clínico foi capaz de apresentar valores tão consistentes quanto as ferramentas biomecânicas de dinamometria, apresentadas neste projeto, e eletromiografia⁶.

Os teste clínicos com melhores resultados foram: agachamento (92% S e 50% ES) e teste de compressão da patela (83% S e 18% ES)⁴⁸. Como se pode observar, apesar de altos valores de sensibilidade, os testes clínicos apresentam valores baixos de especificidade. O que indica que são pouco capazes de alocar um indivíduo que não tem SDFP no grupo assintomático, gerando resultados do tipo falso positivo.

Apesar de aparentarem ter boa relação custo-benefício, os testes clínicos para caracterizar indivíduos com SDFP tem baixo custo e na mesma proporção baixo benefício. Portanto, inserir ferramentas biomecânicas para ajudar na avaliação e caracterização desses indivíduos, parece ser um encaminhamento correto.

5.5 Contribuições científicas

Os resultados do presente projeto de mestrado têm potencial de contribuição para área da SDFP. Foram abordados no projeto, dois temas vastamente pesquisados até o momento, avaliações biomecânicas na SDFP e análises dinâmicas do COP e FRS. No entanto, ainda não havia sido pesquisado a interação entre esses temas, como foi apresentado na introdução há justificativas pertinentes para esta abordagem.

Demonstrou-se que os parâmetros avaliados têm reprodutibilidade de alta a muito alta em indivíduos com SDFP e moderada a muito alta em indivíduos assintomáticos, durante subida de escadas. Além disso, os parâmetros são precisos, a maior taxa de erro encontrada pelo erro padrão da medida foi de apenas 22%. Portanto, são parâmetros confiáveis para serem utilizados independentemente da abordagem.

Fato inédito na literatura foi o estudo de 10 variáveis, sem redundância, oriundas do COP e da força vertical de reação do solo em indivíduos com SDFP, durante subida de escadas. Com 7 variáveis sendo estatisticamente diferente entre os grupos, o que possibilitou a investigação da capacidade de predição da dor e acurácia diagnóstica individualmente e de forma conjunta.

Ao inserir todas as variáveis em um modelo de regressão múltipla obteve-se resultados muito próximos ao melhor coeficiente de determinação já reportado até o momento em estudos biomecânicos na área da SDFP. Além disso os valores significativos de B, demonstram a importância dessas alterações na dor dos indivíduos com SDFP. Isto sugere que intervenções sejam realizadas com o intuito de corrigir as disfunções causadoras das alterações encontradas.

Talvez o resultado mais interessante encontrado, tenha sido os valores de acurácia diagnóstica da área de deslocamento (95% da elipse) e *loading rate*. Pois, foram resultados superiores aos encontrados em testes clínicos. Utilizar como critério de diagnóstico, três parâmetros biomecânicos: área de deslocamento (95% da elipse), *loading rate* e banda de média frequência (eletromiografia)⁶, pode ser mais fidedigno comparado a testes clínicos.

6. CONCLUSÃO

Os resultados apresentados neste estudo permitem afirmar que existem diferenças em parâmetros cinéticos quando compara-se mulheres com SDFP e mulheres assintomáticas. Os parâmetros cinéticos analisados pelo estudo, de forma geral, mostraram bons valores de reprodutibilidade e precisão. Dos 10 parâmetros avaliados, apenas 3 não foram significativamente diferentes entre os grupos, aceitando H_0 . Os 7 parâmetros que apresentaram diferença (rejeitaram H_0) foram inseridos em modelos de regressão múltipla, o modelo com todas variáveis foi capaz de prever aproximadamente 62% da dor referida por indivíduos com SDFP. Com relação a acurácia diagnóstica área de deslocamento (95% da elipse) e *loading rate* apresentaram resultados significativos, bem como, os melhores valores, em equilíbrio, de sensibilidade e especificidade.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cook C, Mabry L, Reiman MP, Hegedus EJ. Best tests/clinical findings for screening and diagnosis of patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Physiotherapy*. 2012;98(2):93-100.
2. Morelli V, Braxton TM. Meniscal, plica, patellar, and patellofemoral injuries of the knee: updates, controversies and advancements. *Prim Care*. 2013;40(2):357-82. doi:10.1016/j.pop.2013.02.014.
3. Willson JD, Sharpee R, Meardon S a, Kernozek TW. Effects of step length on patellofemoral joint stress in female runners with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014;29(3):243-7. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.12.016.
4. Utting MR, Davies G, Newman JH. Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *Knee*. 2005;12(5):362-5. doi:10.1016/j.knee.2004.12.006.
5. Aliberti S, Costa MSX, Passaro AC, Arnone AC, Sacco ICN. Medial contact and smaller plantar loads characterize individuals with Patellofemoral Pain Syndrome during stair descent. *Phys Ther Sport*. 2010;11(1):30-4. doi:10.1016/j.ptsp.2009.11.001.
6. Ferrari D, Kuriki HU, Silva CR, Alves N, Mícolis de Azevedo F. Diagnostic Accuracy of the Electromyography Parameters Associated With Anterior Knee Pain in the Diagnosis of Patellofemoral Pain Syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014;95(8):1521-1526. doi:10.1016/j.apmr.2014.03.028.
7. Uliam Kuriki H, Mícolis de Azevedo F, de Faria Negrão Filho R, Alves N. Comparison of different analysis techniques for the determination of muscle onset in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21(6):982-7. doi:10.1016/j.jelekin.2011.08.002.
8. 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.
9. Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012;27(7):702-5. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.02.007.
10. Rathleff MS, Rathleff CR, Crossley KM, Barton CJ. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2014. doi:10.1136/bjsports-2013-093305.
11. Nakagawa TH, Serrão F V, Maciel CD, Powers CM. Hip and knee kinematics are associated with pain and self-reported functional status in males and females with

- patellofemoral pain. *Int J Sports Med*. 2013;34(11):997-1002. doi:10.1055/s-0033-1334966.
12. Nakagawa TH, Moriya ÉTU, Maciel CD, Serrão AFV. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(9):1747-55. doi:10.1249/MSS.0b013e318256903a.
 13. 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(6):411-4. doi:10.1136/bjsports-2014-093450.
 14. Powers CM, Bolgla L a, Callaghan MJ, Collins N, Sheehan FT. Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012;42(6):A1-54. doi:10.2519/jospt.2012.0301.
 15. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2002;16(2):115-23.
 16. Powers CM, Perry J, Hsu a, Hislop HJ. Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function? *Phys Ther*. 1997;77(10):1063-75; discussion 1075-8. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9327821>.
 17. Noehren B, Hamill J, Davis I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45(6):1120-4. doi:10.1249/MSS.0b013e31828249d2.
 18. Barton CJ, Menz HB, Levinger P, Webster KE, Crossley KM. Greater peak rearfoot eversion predicts foot orthoses efficacy in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Br J Sports Med*. 2011;45(9):697-701. doi:10.1136/bjsm.2010.077644.
 19. Saad MC, Felício LR, Masullo CDL, Liporaci RF, Bevilaqua-Grossi D. Analysis of the center of pressure displacement, ground reaction force and muscular activity during step exercises. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21(5):712-8. doi:10.1016/j.jelekin.2011.07.014.
 20. Lack S, Barton C, Malliaras P, Twycross-Lewis R, Woledge R, Morrissey D. The effect of anti-pronation foot orthoses on hip and knee kinematics and muscle activity during a functional step-up task in healthy individuals: a laboratory study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014;29(2):177-82. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.11.015.
 21. Song C-Y, Huang H-Y, Chen S-C, Lin J-J, Chang AH. Effects of femoral rotational taping on pain, lower extremity kinematics, and muscle activation in female patients with patellofemoral pain. *J Sci Med Sport*. 2014;Epub ahead. doi:10.1016/j.jsams.2014.07.009.
 22. Hollman JH, Galardi CM, Lin I-H, Voth BC, Whitmarsh CL. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014;29(4):468-74. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.12.017.

23. Nakamura K, Kodama T, Mukaino Y. Effects of active individual muscle stretching on muscle function. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(3):341-4. doi:10.1589/jpts.26.341.
24. Homan KJ, Norcross MF, Goerger BM, Prentice WE, Blackburn JT. The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(2):411-5. doi:10.1016/j.jelekin.2012.11.009.
25. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Reliability of electromyographic methods used for assessing hip and knee neuromuscular activity in females diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(1):142-7. doi:10.1016/j.jelekin.2008.11.008.
26. Noehren B, Pohl MB, Sanchez Z, Cunningham T, Lattermann C. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(4):366-71. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.10.005.
27. Souza RB, Draper CE, Fredericson M, Powers CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(5):277-85. doi:10.2519/jospt.2010.3215.
28. Lee S-P, Powers C. Fatigue of the hip abductors results in increased medial-lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2013. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.04.002.
29. Gribble P a, Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(4):589-592. doi:10.1016/j.apmr.2003.06.031.
30. Aramaki Y, Nozaki D, Masani K, Sato T, Nakazawa K, Yano H. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Exp Brain Res.* 2001;136(4):463-473. doi:10.1007/s002210000603.
31. Winter D. *Biomechanics and motor control of human movement.* 4st ed. (Sons JW&, ed.). New Jersey; 2009.
32. Felicio LR, Masullo CDL, Saad MC, Bevilaqua-Grossi D. The effect of a patellar bandage on the postural control of individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(3):461-4. doi:10.1589/jpts.26.461.
33. Meira EP, Brumitt J. Influence of the hip on patients with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Sports Health.* 2011;3(5):455-65. doi:10.1177/1941738111415006.
34. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures: The influence of Q-angle and tendofemoral contact. *J bone Jt surgery Am.* 1984;66(5):715-24.
35. McKenzie K, Galea V, Wessel J, Pierrynowski M. Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(10):625-32. doi:10.2519/jospt.2010.3185.

36. Portney L, Watkins M. *Foundations of clinical research: applications to practice*. 3^o ed. New Jersey: Pearson Prentice Hall; 2009.
37. Van Eijden TM, Kouwenhoven E, Verburg J, Weijs W a. A mathematical model of the patellofemoral joint. *J Biomech*. 1986;19(3):219-29. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3700434>.
38. Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Res*. 2004;22(2):267-74. doi:10.1016/j.orthres.2003.08.014.
39. Pappas E, Wong-Tom WM. Prospective Predictors of Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review With Meta-analysis. *Sports Health*. 2012;4(2):115-20. doi:10.1177/1941738111432097.
40. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome. The joint undertaking to monitor and prevent ACL injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med*. 2010;37(11):2108-2116. doi:10.1177/0363546509337934.A.
41. Milner CE, Hamill J, Davis I. Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fracture in runners? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(6):697-703. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.03.003.
42. Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38(2):323-8. doi:10.1249/01.mss.0000183477.75808.92.
43. Aliberti S, Costa MDS., Passaro ADC, Arnone AC, Hirata R, Sacco ICN. Influence of patellofemoral pain syndrome on plantar pressure in the foot rollover process during gait. *Clin Sci*. 2011;66(3):367-372. doi:10.1590/S1807-59322011000300001.
44. Cheung RTH, Ng GYF, Chen BFC. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. *Sport Med*. 2006;36(3):199-205.
45. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture*. 2009;30(4):405-16. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.07.109.
46. Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture*. 2011;33(2):286-91. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.11.022.
47. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. Fourth Edi. New Jersey; 2009.
48. Nunes GS, Stapait EL, Kirsten MH, de Noronha M, Santos GM. Clinical test for diagnosis of patellofemoral pain syndrome: Systematic review with meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2013;14(1):54-9. doi:10.1016/j.ptsp.2012.11.003.

49. Yu B, Kienbacher T, Growney ES, Johnson ME, An KN. Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair-climbing. *J Orthop Res.* 1997;15(3):348-52. doi:10.1002/jor.1100150306.
50. Michalski A, Glazebrook CM, Martin AJ, et al. Assessment of the postural control strategies used to play two Wii Fit™ videogames. *Gait Posture.* 2012;36(3):449-53. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.04.005.
51. Field A. Discovering Statistics using IBM SPSS Statistics. *London Sage Publ Ltd.* 2013;4^o.
52. Harrell Jr FE, Lee KL, Mark DB. Multivariable prognostic models: Issues in developing models, evaluating assumptions and adequacy, and measuring and reducing errors. *Stat Med.* 1996;15(4):361-387.
53. Williams VJ, Piva SR, Irrgang JJ, Crossley C, Fitzgerald GK. Comparison of reliability and responsiveness of patient-reported clinical outcome measures in knee osteoarthritis rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(8):716-23. doi:10.2519/jospt.2012.4038.
54. Moghadam M, Ashayeri H, Salavati M, et al. Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait Posture.* 2011;33(4):651-5. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.02.016.
55. Clément J, Hagemester N, Aissaoui R, de Guise J a. Comparison of quasi-static and dynamic squats: A three-dimensional kinematic, kinetic and electromyographic study of the lower limbs. *Gait Posture.* 2014;40(1):94-100. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.02.016.
56. Jordan K, Challis JH, Newell KM. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture.* 2007;26(1):128-34. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.08.010.
57. Zatsiorsky VM. *Kinetics of human motion.* Champaign: Human Kinetics; 2002.
58. Crossley KM, Cowan SM, McConnell J, Bennell KL. Physical Therapy Improves Knee Flexion during Stair Ambulation in Patellofemoral Pain. *Med Sci Sport Exerc.* 2005;37(2):176-183. doi:10.1249/01.MSS.0000152676.13197.49.
59. Cheung RTH, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41(12):914-9. doi:10.2519/jospt.2011.3771.
60. Heino Brechter J, Powers CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(10):1582-93. doi:10.1249/01.MSS.0000035990.28354.c6.
61. Swets JA. Measuring the accuracy of diagnostic systems. *Science (80).* 1988;240:1285-1293.

ANEXO I: Protocolo de avaliação para SDFP

Identificação

Nome: _____
Data da avaliação ____/____/____ Examinador: _____

Exame clínico

I) Presença de dor de no mínimo 2 na articulação fêmoro-patelar no último mês e de início insidioso?

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

ausência total de dor pior dor que você já teve

() não: 0 pontos () sim: 1 ponto

II) Presença de dor em pelo menos 3 condições funcionais?

- | | |
|--------------------------------------|--|
| () agachamento por tempo prolongado | () subir ou descer escadas |
| () ajoelhar-se | () correr |
| () permanecer muito tempo sentado | () contração isométrica do quadríceps |
| () praticar esportes | |

() não: 0 pontos () sim: 1 ponto

III) Apresenta dor retropatelar de no mínimo 2 no agachamento bilateral à 90°?

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

ausência total de dor pior dor que você já teve

() não: 0 pontos () sim: 1 ponto

IV) Apresenta dor de no mínimo 2 na descida de degrau de 25cm?

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

ausência total de dor pior dor que você já teve

() não: 0 pontos () sim: 1 ponto

V) O indivíduo apresenta 3 sinais e sintomas clínicos positivos no mesmo membro?

	Membro direito	Membro esquerdo
Ângulo Q superior à 18°	() positivo () negativo	() positivo () negativo
Compressão de noble	() positivo () negativo	() positivo () negativo
Arco de movimento Teste de Mconnel modificado	() positivo () negativo	() positivo () negativo
Dor na palpação das facetas/ bordas da patela	() positivo () negativo	() positivo () negativo
Apreensão	() positivo () negativo	() positivo () negativo
Compressão (Clarke Test)	() positivo () negativo	() positivo () negativo
Crepitação (Teste de Waldron)	() positivo () negativo	() positivo () negativo
Pronação subtalar	() positivo () negativo	() positivo () negativo
Hipermobilidade patellar	() positivo () negativo	() positivo () negativo

() não: 0 pontos () sim: 1ponto

Total de pontos:

() ≥4: positivo para SDFP

() <4: negativo para SDFP

ANEXO II: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa: “Análise da reprodutibilidade de parâmetros cinéticos em portadores da síndrome da dor femoropatelar na subida de escadas”

Nome do (a) Pesquisador (a): Danilo de Oliveira Silva

Nome do (a) Orientador (a): Prof. Dr. Fábio Micolis de Azevedo

1. **Natureza da pesquisa:** esta pesquisa tem como finalidade analisar uma técnica que permita a reprodução dos dados, ou seja, que seja um método de avaliação confiável para pacientes que apresentam dor anterior ao joelho durante a subida de escadas.
2. **Participantes da pesquisa:** para a realização da pesquisa será avaliado como se comportam as forças de reação do solo, por meio de uma plataforma de força, em indivíduos com e sem dor anterior ao joelho, compreendendo 60 sujeitos do gênero feminino.
3. **Envolvimento na pesquisa:** ao participar deste estudo a Sra permitirá que a pesquisadora avalie por meio da plataforma de força o movimento do corpo durante a tarefa de subir um lance de escadas. Cabe lembrar, que a Sra poderá sentir algum desconforto na articulação do joelho durante a subida da escada. Assim, a Sra tem liberdade de se recusar a participar e ainda se recusar a continuar participando em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer prejuízo para a Sra. Sempre que quiser poderá pedir mais informações sobre a pesquisa através do telefone do pesquisador do projeto e, se necessário através do telefone do Comitê de Ética em Pesquisa.
4. **Sobre as coletas:** as avaliações serão marcadas com antecedência e serão realizadas no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LABCOM) da Universidade Estadual Paulista – FCT/UNESP. Cada participante deverá comparecer em apenas dois dias.
5. **Riscos e desconforto:** a participação nesta pesquisa não traz complicações físicas, funcionais e legais. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade.
6. **Confidencialidade:** todas as informações coletadas neste estudo são estritamente confidenciais. Os dados da voluntária serão identificados com um código, e não com

o nome. Apenas os membros da pesquisa terão conhecimento dos dados, assegurando assim sua privacidade.

7. **Benefícios:** ao participar desta pesquisa a Sra não terá nenhum benefício direto. Entretanto, a partir dos resultados obtidos esperamos fornecer informações importantes para melhor caracterização clínica da dor anterior ao joelho, de forma que o conhecimento que será construído a partir desta pesquisa possa contribuir para elaboração de tratamentos e condutas clínicas, sendo que o pesquisador se compromete a divulgar os resultados obtidos.
8. **Pagamento:** a Sra não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação.

Após estes esclarecimentos, solicitamos o seu consentimento de forma livre para participar desta pesquisa. Portanto preencha, por favor, os itens que se seguem: Confiro que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo.

Obs: Não assine esse termo se ainda tiver dúvida a respeito.

Consentimento Livre e Esclarecido

Tendo em vista os itens acima apresentados, eu, de forma livre e esclarecida, manifesto meu consentimento em participar da pesquisa

Nome do Participante da Pesquisa

Assinatura do Participante da Pesquisa

Assinatura do Pesquisador

Assinatura do Orientador

Pesquisador: Danilo de Oliveira Silva (35) 9982-5513

Orientador: Fábio Micolis de Azevedo (18) 3222-2464

Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa: Profa. Dra. Edna Maria do Carmo

Vice-Coodenadora: Profa. Dra. Renata Maria Coimbra Libório

Telefone do Comitê: 3229-5315 ou 3229-5526

E-mail cep@fct.unesp.br

ANEXO III: Aprovação do comitê de ética em pesquisa da FCT/UNESP

FACULDADE DE CIÊNCIAS E
TECNOLOGIA - UNESP/
CAMPUS DE PRESIDENTE



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ANÁLISE DA REPRODUTIBILIDADE DE PARÂMETROS CINÉTICOS EM PORTADORES DA SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR DURANTE SUBIDA DE

Pesquisador: Danilo de Oliveira Silva

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 15573113.9.0000.5402

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

Patrocinador Principal:

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 306.729

Data da Relatoria: 07/06/2013

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Em reunião realizada no dia 14.06.2013, o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia - Unesp - Presidente Prudente, em concordância com o parecerista, considerou o projeto APROVADO.

Obs: Lembramos que ao finalizar a pesquisa, o (a) pesquisador (a) deverá apresentar o relatório final.

PRESIDENTE PRUDENTE, 17 de Junho de 2013

Assinador por:
Edna Maria do Carmo
(Coordenador)

APÊNDICE – ATIVIDADES DESENVOLVIDAS

O discente ingressou no mestrado em fevereiro de 2013 como bolsista da Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior (CAPES), desde então esteve envolvido em coletas de dados e reuniões científicas promovidas pelo Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LABCOM). O candidato cursou e foi aprovado em 12 disciplinas totalizando 31 créditos, obteve 16 créditos em atividades complementares. Concluiu estágio de docência na disciplina “Cinesiologia II” com carga horária de 96 horas. Esteve presente em um dos congressos mais importantes relacionado ao tema da dissertação, em âmbito mundial, XXIV Congress of the International Society of Biomechanics e foi autor apresentador de um trabalho formato oral selecionado para Podium Session. Participou com 5 resumos expandidos do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB – 2014). Foi convidado para compor a banca examinadora do XXIII Encontro Anual de Iniciação Científica do Estado do Paraná (XXIII EAIC Foz do Iguaçu – 2013), foi integrante de mesa redonda no VII Congresso Paranaense de Fisioterapia.

Iniciou as coletas de dados do mestrado em setembro de 2013 e concluiu em março de 2014 no Laboratório de Pesquisa do Movimento Humano (LAPEMH) em Cascavel-PR. Foi responsável pela orientação de duas iniciações científicas sobre o tema da dissertação, como produto de uma dessas orientações foi publicado um artigo científico:

- Ronaldo Valdir Briani, **Danilo de Oliveira Silva**, Marcella Ferraz Pazzinatto, Deisi Ferrari, Carlos Eduardo de Albuquerque, Fernando Amâncio Aragão e Fábio Mícolis de Azevedo. **Comparison of Frequency and Time Domain Electromyography Parameters in Women with Patellofemoral Pain**. Clinical Biomechanics. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.12.014> (Texto completo a seguir) Qualis CAPES A1.

Os resultados obtidos oriundos das coletas de dados desta dissertação já estão sendo divulgados em periódicos científicos, a saber:

- **Danilo de Oliveira Silva**, Ronaldo Valdir Briani, Marcella Ferraz Pazzinato, Deisi Ferrari, Carlos Eduardo de Albuquerque, Fernando Amâncio Aragão e Fábio Mícolis de Azevedo. **Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain.** Clinical Biomechanics. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.12.009> (Texto completo a seguir) Qualis CAPES A1.

Durante o período em que esteve matriculado no mestrado o candidato também se envolveu na confecção de artigos científicos, paralelos ao tema da dissertação e obteve algumas publicações oriundas dessas atividades, a saber:

2013

- **Silva, DO**; Briani, RV; Flóride, CS; Aragão, FA. Treinamento de sujeitos hemiparéticos em tarefas virtuais utilizando o Nintendo Wii. **Fisioterapia Brasil.** 2013;14(5): 344-350. Qualis CAPES B2.

2014

- **Silva, DO**; Ferreira, AM; Carvalho, AR; Meireles, A; Tomadon, A; Bertolini, GRF; Marcioli, MAR. Avaliação da acuidade goniométrica do movimento inversão de tornozelo: interavaliadores e intra-avaliadores. **ConScientiae Saúde.** 2014;13(1):118-125. Qualis CAPES B2.

- Silva C.R; **Silva D.O**; Ferrari D; Negrão Filho R.F., Alves N; F.M. Azevedo. Exploratory study of electromyographic behavior of the vastus medialis and vastus lateralis at neuromuscular fatigue onset. **Motriz.** 2014;20(2):213-220. Qualis CAPES A2.

- Silva C.R; **Silva D.O**; Ferrari D; Aragão F.A.; Alves N; F.M. Azevedo. Influence of neuromuscular fatigue on co-contraction between vastus medialis and vastus lateralis during isometric contractions. **Kinesiology.** 2014;46(2):179-185. Qualis CAPES A2.

- **Danilo de Oliveira Silva**, Amanda Schenatto Ferreira, Ana Valéria Gonçalves, Marina Dalla Costa, Marina Zilio, Andersom Ricardo Frez, Gladson Flor Bertolini. Efeitos de diferentes frequências da estimulação elétrica

nervosa transcutânea em relação à acomodação e à agradabilidade. **Scientia Médica**. 2014;24(3):264-268. Qualis CAPES B3.

Aceito para publicação

- **Silva, DO**; Briani, RV; Gonçalves, AV; Costa, MD; Flóride, CS; Aragão, FA. Performance de sujeitos jovens saudáveis em um programa de treinamento em realidade virtual: efeito imediato e ao longo do tempo. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**. Qualis CAPES B4.

- **Silva DO**; Pazzinatto, MF; Ferreira, AM; Meireles, A; Tomadon; Silva, JAO. Caracterização das órteses utilizadas por crianças com paralisia cerebral atendidas no centro de reabilitação física em cascavel-PR. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**. Qualis Capes B3.

- **Danilo Oliveira Silva**, Marcella Ferraz Pazzinatto, Maíra Caroline Oliveira, Fernando Amâncio Aragão, Carlos Eduardo Albuquerque. Influência da preocupação com quedas na mobilidade e na força de reação do solo em idosas durante descida de escada. **Scientia Médica**. Qualis CAPES B3

- Marcella Ferraz Pazzinatto, Ronaldo Valdir Briani, Crystian Bittencourt Oliveira, **Danilo Oliveira Silva**. Testes clínicos para avaliação da coluna lombar e articulação sacroilíaca: revisão sistemática. **ConScientiae Saúde**. Qualis CAPES B2.

Com relação ao tema da dissertação estão atualmente dois artigos em fase de revisão:

- **Danilo de Oliveira Silva**, Ronaldo Valdir Briani, Marcella Ferraz Pazzinatto, Deisi Ferrari, Fernando Amâncio Aragão e Fábio Mícolis de Azevedo. Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with patellofemoral pain. **Gait & Posture**. Qualis CAPES A1. (Texto completo a seguir).

- Marcella Ferraz Pazzinatto, **Danilo de Oliveira Silva**, Ronaldo Valdir Briani, Deisi Ferrari, Fernando Amâncio Aragão e Fábio Mícolis de Azevedo. Which is the best method to assess pain in Patellofemoral Pain Syndrome, Algometer or Visual Analogue Pain Scale? **The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy – JOSPT**. Qualis CAPES A1.



Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain

Danilo de Oliveira Silva ^a, Ronaldo Valdir Briani ^c, Marcella Ferraz Pazzinatto ^a, Deisi Ferrari ^b, Fernando Amâncio Aragão ^c, Carlos Eduardo de Albuquerque ^c, Neri Alves ^{a,b}, Fábio Micolis de Azevedo ^{a,*}

^a University of São Paulo State, School of Science and Technology, Physical Therapy Department, Presidente Prudente, Brazil

^b University of São Paulo, Post-Graduation Program Interuniversity Bioengineering EESC/FMRP/USP, São Carlos, Brazil

^c State University of West Paraná, Physical Therapy Department, Cascavel, Paraná, Brazil

ARTICLE INFO

Article history:

Received 29 July 2014

Accepted 16 December 2014

Keywords:

Anterior knee pain

Kinematics

ROC curves

Subtalar joint

Patellofemoral joint

ABSTRACT

Background: Excessive rearfoot eversion is thought to be a risk factor for patellofemoral pain development, due to the kinesiological relationship with ascendant adaptations. Individuals with patellofemoral pain are often diagnosed through static clinical tests, in scientific studies and clinical practice. However, the adaptations seem to appear in dynamic conditions. Performing static vs. dynamic evaluations of widely used measures would add to the knowledge in this area. Thus, the aim of this study was to determine the reliability and differentiation capability of three rearfoot eversion measures: rearfoot range of motion, static clinical test and static measurement using a three-dimensional system.

Method: A total of 29 individuals with patellofemoral pain and 25 control individuals (18–30 years) participated in this study. Each subject underwent three-dimensional motion analysis during stair climbing and static clinical tests. Intraclass correlation coefficient and standard error measurements were performed to verify the reliability of the variables and receiver operating characteristic curves to show the diagnostic accuracy of each variable. In addition, analyses of variance were performed to identify differences between groups.

Findings: Rearfoot range of motion demonstrated higher diagnostic accuracy (an area under the curve score of 0.72) than static measures and was able to differentiate the groups. Only the static clinical test presented poor and moderate reliability. Other variables presented high to very high values.

Interpretation: Rearfoot range of motion was the variable that presented the best results in terms of reliability and differentiation capability. Static variables do not seem to be related to patellofemoral pain and have low accuracy values.

© 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

One of the most common knee disorders affecting young individuals is patellofemoral pain (PFP) (Barton et al., 2012). Studies have suggested that females have a greater risk of developing this condition (Baldon et al., 2014). The percentage of young females who initiate physical activity programs and risk being diagnosed with PFP is up to 10% (Baldon et al., 2014). Furthermore, PFP affects 1 in 4 subjects in the general population (Ferrari et al., 2014). It has been shown that PFP can limit participation in sports and daily activities, such as stair climbing, squatting or remaining seated, as these activities intensify the pain (Ferrari et al., 2014). Despite its high incidence, the multifactorial etiology of PFP remains unclear (Nunes et al., 2013).

Rearfoot eversion has been reported as a PFP risk factor due to its kinesiological relationship with ascendant adaptations in runners and

non-runners (Collado and Fredericson, 2010; Levinger and Gilleard, 2007; Nunes et al., 2013). During the stance phase of gait or stair climbing, an everted rearfoot could lead to excessive internal rotation of the tibia which can induce a compensatory internal rotation of the femur, increasing patellofemoral joint stress (Aliberti et al., 2011). Despite rearfoot alterations having been used in assessments of subjects with PFP through static clinical tests (Powers et al., 1995, 1999), the adaptations generally appear in dynamic conditions (Barton et al., 2009). Moreover, knowing whether these static measures are correlated with dynamic measures is necessary, due to the fact that foot orthoses utilized to treat rearfoot eversion are manufactured in a static position, yet their main function occurs during dynamic tasks (Barton et al., 2011a).

Although there is a reasonable theoretical explanation for treating PFP with foot orthoses (Tiberio, 1987), the results of high-quality studies have been inconsistent. Barton and colleagues found that only 28% of participants reported a markedly better condition after 12 weeks of wearing foot orthoses (Barton et al., 2011a). Similarly, Vicenzino and colleagues found an improvement of 40% in participants and

* Corresponding author at: Rua Roberto Simonson, 305 Presidente Prudente, SP, Brazil 19060-900.

E-mail address: micolis@fct.unesp.br (F.M. de Azevedo).

consequently, non-successful orthotic treatment in 60% (Vicenzino et al., 2010). Evaluating the same subject, a study (Collins et al., 2009) reported reduced pain in young women after being treated with foot orthoses, although no significant differences were found between foot orthoses and conventional physiotherapy, even when treated with a combination of foot orthoses and conventional physiotherapy (Collins et al., 2009). All the above studies classified the subjects as having greater rearfoot eversion through static tests. The inconsistencies in results between these studies could be due to inappropriate use of foot orthoses in some individuals with PFP.

Although it is quite important to have a good understanding of the precise relationship between static and dynamic rearfoot measures in PFP, what appears mandatory in this context is to provide some clarifications as to why these alterations seem to be evident in theoretical models and biomechanical assessments and yet there are satisfactory treatment results. To answer this important question, it is necessary to evaluate reliability, precision, sensitivity and specificity measures. Therefore, a study that analyzes three different measures (two static and one dynamic), regarding their reliability and capability to differentiate individuals with PFP versus pain-free individuals would add greatly to the knowledge in this area. To the best of our knowledge, this is the first study to approach this problem from such a perspective.

In this context, the aim of this study was to determine the reliability, precision and differentiation capability of three rearfoot eversion measures: a static clinical test, rearfoot range of motion during stair climbing and a static measurement using a 3D system.

2. Methods

2.1. Participants

Twenty-nine females with PFP and twenty-five pain-free females (control group) were recruited via advertisements placed at the University of São Paulo State, Presidente Prudente, SP, in the city center and in gyms around the city. The mean (SD) age, height and mass were 21.9 (2.72) years, 1.65 (0.05) m and 65.72 (10.76) kg, respectively, for the PFP group and 22.07 (3.67) years, 1.65 (0.04) m and 62.3 (7.3) kg for the control group (CG). For this sample size, to evaluate rearfoot eversion, observing a minimum difference of 2.83° between means and a standard deviation of 4.61°, with two groups and a significance level of 5%, a statistical power of 80% was expected. The study was approved by the University of São Paulo State Human Ethics Committee, and each participant gave written informed consent prior to participation. Diagnosis of PFP was based on definitions used in a previous high-quality PFP diagnostic study (Ferrari et al., 2014). The inclusion criteria were: (1) anterior knee pain during at least 2 of the following activities: remaining seated, squatting, kneeling, running, climbing stairs and jumping; (2) pain during patellar palpation; (3) symptoms for at least 1 month with an insidious beginning; (4) pain level in the previous month of up to 3 cm on a 10 cm visual analog scale (VAS); and (5) 3 or more positive clinical signs in the following tests: Clarke's sign (Nijs et al., 2006), McConnell test (Watson et al., 1999), Noble compression (Magee, 2008), Waldron test (Nijs et al., 2006) and patella in the medial or lateral position (Halabchi et al., 2013). The participants needed to fulfill all 5 requirements to be allocated to the PFP group and could not present any signs or symptoms of PFP or other diseases to be allocated to the control group (pain-free). Having any of the following conditions was considered an exclusion criterion: events of patellar subluxation or dislocation, lower limb inflammatory process, osteoarthritis, patellar tendon or meniscus tears, bursitis, ligament tears or the presence of neurological diseases. Those who had undergone knee surgery or knee treatments such as arthroscopy, steroid injections, oral steroids, opiate treatment, acupuncture or physiotherapy during the preceding 6 months were excluded from this study.

All the participants were evaluated according to the exclusion and inclusion criteria by two investigators with five years of clinical practice

and were only allocated into the PFP group or control group if these two investigators were in agreement about the criteria.

2.2. Procedure

Static rearfoot measurements were performed by two investigators during the sample evaluation (inclusion and exclusion criteria) using the technique described by Powers et al. (1995). Subjects were placed in a prone position with the ankle resting and the calcaneus parallel to the floor. The subtalar position was determined by palpating the head of the talus at the medial and lateral borders of the talonavicular joint, and when the talus could not be palpated or felt equally prominently on both sites, the neutral position was considered. After subtalar joint neutrality had been obtained, the angle formed by the bisection of the calcaneus and the lower one-third of the leg was measured with a goniometer. The bisection of the lower leg, determined by palpating the leg's medial and lateral borders, was independent of the Achilles tendon orientation. The longitudinal midline of the posterior calcaneus was also estimated by palpating the medial and lateral borders. Vertical lines were drawn with a straight edge to assist the goniometer alignment. The angle formed by these two lines represented the rearfoot position in relation to the subtalar joint neutral. The evaluators were isolated in a separate room at the moment of assessment, thereby avoiding potential bias which could influence the reliability of the measurement.

2.3. Kinematic analysis

Data collection included lower limb kinematic evaluation of each participant's symptomatic limb (those with unilateral symptoms) or most symptomatic limb (in those with bilateral symptoms) during stair climbing. Motion analysis was collected using a three-dimensional motion analysis system (VICON MX, Vicon Motion Systems Inc.; Denver EUA) combined with 4 cameras (type Bonita®B10) operating at a sampling frequency of 100 Hz with a resolution of 1 megapixel. Ground reaction forces were collected using a force plate (AMTI, OR6, Watertown, MA, USA) at a sampling frequency of 2000 Hz.

To perform kinematic evaluation of each participant during stair climbing, the Oxford Foot Model (OFM) (Barton et al., 2011a; Stebbins et al., 2006) was used associated with a plug-in gait model (PIG-SACR) to perform static calibration (Kadaba et al., 1990). Each participant's height, mass, inter-anterior superior iliac spine distance (ASIS), ASIS to lateral malleolus distance, knee width and ankle width were recorded. Retroreflective markers (9.5 mm) were placed in accordance with the models by the same investigator on specific anatomical landmarks (outlined below) to form rearfoot, tibial, femoral and pelvic segments, on both members: markers were placed on the right and left ASIS, top of the sacrum (L4–L5), lateral aspect of the femur, estimated average axis of rotation of the knee joint, lateral aspect of tibia, lateral malleolus, heel posterior face, base of first metatarsal, head of first metatarsal, head of fifth metatarsal and base of fifth metatarsal. The rearfoot segment was formed by three markers bisecting the heel (distal, medium and proximal), and markers placed on the lateral calcaneus and sustentaculum tali. The tibial segment was formed by markers placed on the head of the fibula, tibial tuberosity, anterior border of tibia, lateral aspect of tibia and medial malleolus.

A relaxed standing calibration trial was then captured, after which the participants performed practice stair climbing trials to allow familiarization with the instrumentation and environment. Evaluation of motor tasks that are more challenging in terms of mechanical and muscular demands, such as managing stairs, may further contribute to the understanding of compensatory mechanisms generated by subjects with PFP, which are not observed during walking (Aliberti et al., 2010). Because of this, the experimental design included a seven-step staircase, each step being 18 cm high and 28 cm deep, with a 2 m walkway in front of and behind the staircase. Once participants felt they were comfortable,

and the investigator deemed they were climbing the stairs with consistent velocity, kinematic data collection commenced. Each participant was asked to climb the staircase at their natural comfortable speed. Five successful trials were collected for each participant. To ensure a natural stair-climbing pattern, participants were not aware of the force plate which was hidden within the fourth step. Only the investigator knew of its existence and position. The starting positions prior to each trial were the same to optimize the likelihood of a successful trial. For the reliability analysis, the trials were performed in the same manner on separate days, with an interval of 2 to 7 days between the 2 collection periods. The investigator was blind concerning group allocation.

2.4. Data analysis

Each trial was filtered with a fourth-order Butterworth low-pass filter with a cutoff frequency of 6 Hz (Winter, 2009). The retroreflective markers were identified and labeled within the Vicon Nexus® 1.8 (Vicon Motion Systems Inc, EUA) for reconstruction. Gait events (heel strike and toe off) were identified using the force plate data. Data were then exported to a specifically developed Excel template for analysis. The variables of interest were rearfoot range of motion (REROM) relative to the laboratory, eversion (frontal plane) and rearfoot angle measured from the system (RESM) acquired from static calibration.

2.5. Statistical analysis

The descriptive values (mean and SD) were obtained using SPSS Version 18.0 statistical software (SPSS Inc., Chicago, IL). The data were analyzed for normal distribution using the Shapiro–Wilk test. The kinematic variables of interest were compared between period of time (day 1 and day 2) and groups (PFP and Controls) using 2-way mixed ANOVA. Bonferroni's post hoc test was performed for multiple pairwise comparisons where appropriate. The data reported from ANOVA were the *F* values (with degrees of freedom) and *p* values. For a relative measure of reliability, the intraclass correlation coefficient (ICC) (2, *k*) model was used (Weir, 2005). ICC values in the 0.00 to 0.25 range indicated no reliability, the 0.26 to 0.49 range indicated poor reliability, the 0.50 to 0.69 range indicated moderate reliability, the 0.70 to 0.89 range indicated high reliability and the 0.90 to 1.0 range indicated very high reliability (Kellis and Katis, 2008; Silva et al., 2014). The standard error measurement (SEM) was used to express reliability in absolute values, indicating the precision of the measurement (Weir, 2005). A lower SEM suggested better reliability of the measurement (Kellis and Katis, 2008). Receiver operating characteristic (ROC) curves with values of sensitivity, specificity and area under the curve (AUC), which is a global (i.e., based on all possible cutoff values) summary statistic of diagnostic accuracy, were performed to verify the capacity of each variable in diagnosing PFP. According to Swets (1988), AUC values can distinguish between non-informative ($AUC = 0.5$) less accurate ($0.5 < AUC \leq 0.7$), moderately accurate ($0.7 < AUC \leq 0.9$), highly accurate ($0.9 < AUC < 1$)

and perfect tests ($AUC = 1$) Swets (1988). For all statistical tests, an alpha level of 0.05 was used.

3. Results

The PFP group showed very high reliability ($ICC = 0.95$) in rearfoot eversion range of motion (REROM) during stair climbing. The ICC performed between raters for rearfoot clinical measure demonstrated moderate reliability (0.67) for the PFP group and poor (0.44) for the CG. In contrast, rearfoot static measurement by system (RESM) showed very high reliability (PFP = 0.90 and Control = 0.95) (Table 1). The analysis performed found significant effects between groups for REROM (REROM: $F_{(1,52)} = 8.34$, $p = 0.006$) and the post hoc test showed the REROM in the PFP group as significantly greater on both days (day 1 $p = 0.004$ and day 2 $p = 0.008$) compared to the CG. However, the other variables, RESM and clinical rearfoot eversion measurements, were unable to differentiate the CG and PFP group. No significant effect was observed between groups for (RESM: $F_{(1,52)} = 2.49$, $p = 0.122$) and (raters: $F_{(1,52)} = 3.48$, $p = 0.092$). There was no effect in the within-group comparisons.

To assess the capability for differentiation and the quality of the variables to diagnose PFP in a group of PFP and pain-free subjects, ROC curves were performed (Fig. 1) and, in the sequence, the results of specificity and sensitivity for the best balanced cutoff and area under the curve values (Table 2).

Regarding AUC, the REROM was classified as moderately accurate (0.71), whereas the static variables were classified as less accurate (0.63, 0.60, 0.68), in addition, the only dynamic variable showed that the best combination of sensitivity and specificity values at 72% and 63%, respectively.

4. Discussion

Despite growing evidence that excessive rearfoot eversion is one of the PFP etiological factors (Aliberti et al., 2010; Barton et al., 2009, 2011a, 2012), instruments used to enable this evaluation are not well-established. Foot posture has been frequently evaluated in individuals with PFP under the assumption that measuring static structure will provide insight into the dynamic function, although this is unproven (Barton et al., 2011b). This study aimed to determine whether three kinds of rearfoot kinematic measures, including two static and one dynamic, were reliable and able to distinguish PFP subjects.

Concerning reliability (Table 1), the REROM variable showed very high and high ICC values, 0.95 for the PFP group and 0.80 for the CG; SEM values normalized by the mean were low, 7.7% in the PFP group and 9.9% in the CG. Similarly, the RESM ICC values were very high, 0.90 and 0.95 for the PFP and control group, respectively. Equally, with low values of SEM, 14% for PFP group and 17.2% for CG, attesting to the quality of these measurements. However, inter-rater clinical measurements had moderate values, 0.67 for PFP group and poor values

Table 1
Values of mean (degrees), standard deviation, ICC, SEM of the static and dynamic kinematic variables and clinical test in the Control and PFP groups.

Parameter	PFP Group				Control Group				
	Day 1		Day 2		Day 1		Day 2		
	Mean (SD)		Mean (SD)	ICC	SEM	Mean (SD)	Mean (SD)	ICC	SEM
REROM	16.62 ^{††} (4.61)		16.70 ^{††} (4.27)	0.95	1.29	13.73 ^{††} (2.44)	13.79 ^{††} (2.35)	0.80	1.37
RESM	9.18 (3.10)		8.30 (3.17)	0.90	1.29	7.16 (4.30)	6.96 (4.0)	0.95	1.22
RE, Inter-rater clinical test	Rater 1: 6.4 (2.24)		–	0.67	1.99	Rater 1: 4.1 (2.24)	–	0.44	1.69
	Rater 2: 7.7 (2.35)		–			Rater 2: 6.7 (2.35)	–		

Kinematic variables (degrees): REROM, rearfoot eversion range of motion; RESM, rearfoot eversion system measurement; RE, Inter-rater clinical test, rearfoot eversion between raters clinical test (as this measure was between raters, it was executed only on day 1). $P < 0.05$. There were no differences within group comparisons.

^{*}, statistical significance between groups comparing day 1 vs. day 1 and day 2 vs. day 2.

[†], statistical significance between groups comparing day 1 vs. day 2.

Please cite this article as: de Oliveira Silva, D., et al., Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain, Clin. Biomech. (2014), <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.12.009>

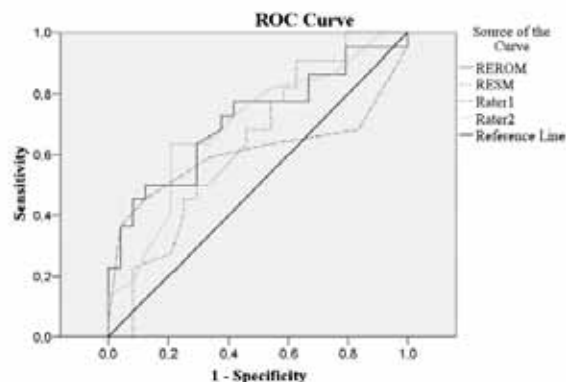


Fig. 1. ROC curves from kinematic variables. REROM, rearfoot eversion range of motion; RESM, rearfoot eversion system measurement; Rater 1 and 2, clinical evaluation of rearfoot eversion.

0.44 for CGICC, with higher SEM, 24% PFP and 31% CG than other variables. Also, utilizing 3D kinematic system measurement, Houck et al. (2008) found ICC values of more than 0.9 and low SEM for rearfoot eversion range of motion and static measurement in a standing position. They evaluated only asymptomatic individuals and the dynamic task utilized was gait, whereas our study utilized stair climbing, showing that different dynamic tasks are reliable for rearfoot eversion range of motion. For the static trial, the authors positioned subtalar articulation. This was not performed in the present study because altering the natural position of PFP individuals could produce false results concerning the disease. Nonetheless, the reliability was similar. Regarding inter-rater rearfoot eversion clinical measurements utilizing the same methodology, one study (Powers et al., 1995) verified an ICC of 0.86 evaluating PFP subjects, although the type of ICC utilized was (1, k) which may have overvalued the results. For comparison between two raters, the recommended type is (2, k), as utilized in this study (Portney and Watkins, 2009). The classical and widely used rearfoot eversion clinical test (Barton et al., 2011a; Powers et al., 1995; Shih et al., 2011; Vicenzino et al., 2010) was shown to be less reliable than rearfoot eversion 3D measurements, which could lead to potential problems as the results may vary between raters and lead to individuals being erroneously defined as PFP or not.

According to other studies that have assessed subjects with PFP (Barton et al., 2011a, 2012), REROM was higher compared to pain-free subjects. Barton et al. (2012) showed an association ($r = 0.39$; $p = 0.046$) between REROM and tibial internal rotation in individuals with PFP during walking; interestingly, this same association was not found in the CG ($r = 0.28$; $p = 0.216$), indicating that it may be related to PFP development. Our study did not investigate this association. However, during stair climbing, the values of REROM were higher in the PFP group compared to the CG group. Barton et al. (2011a,b,c) have suggested this activity as a potential task to better evaluate individuals with PFP (Barton et al., 2011c). The higher rearfoot eversion

range of motion, a component of subtalar joint pronation, causes an internal rotation increase of the lower extremity, through the coupling between the talus and the shank. Therefore, the occurrence of excessive subtalar pronation, and thus excessive rearfoot eversion during the stance phase of a challenging biomechanical task like stair climbing could influence the shank or thigh segments to assume more internally rotated positions, changing knee mechanics and leading to overload (Souza et al., 2009). However, in the same individuals, the static tests were not able to differentiate the groups. The alterations appeared solely during stair climbing.

The results of ROC curves can better elucidate this conflict. AUC, a summary statistic of diagnostic accuracy, was performed for each kinematic variable and the only variable classified as moderately accurate was REROM (AUC = 0.71); significantly ($p = 0.014$), other variables were classified as less accurate and only clinical rater 2 ($p = 0.022$) demonstrated significance, once again demonstrating the inconsistency of the clinical test. This confirms that the rearfoot eversion clinical test is rater-dependent and inexperienced raters might cause potential bias (Powers et al., 1995). In the present study, both raters had the same time of experience and yet the results were conflicting with AUC = 0.60 for clinical rater 1, having no significance, and AUC = 0.69 for clinical rater 2.

The best values of sensitivity (S) and specificity (SP) were also found in the REROM ($S = 72\%$ $SP = 63\%$), proving that the capacity of rearfoot static measures to differentiate individuals with PFP from a pain-free group is lower than REROM. Comparing static measures, the most reliable was RESM; however, AUC = 0.63, $S = 59\%$ and $SP = 59\%$ values do not characterize this variable as a confident differentiation tool. A study that utilized 3D magnetic resonance imaging (MRI) concluded that static assessment for individuals with PFP cannot fully represent the dynamic state of this joint and using such static measures for diagnosis would be likely to produce false negative diagnoses (Freedman and Sheehan, 2013). Furthermore, a PFP diagnostic electromyography study (Ferrari et al., 2014) found very high reliability values and more balanced values of sensitivity (70%) and specificity (87%), when evaluating the vastus medialis and vastus lateralis during stair climbing, compared with the majority of variables in this study.

Implementing 3D kinematic evaluation in a daily clinical environment would be difficult due to the high cost and skilled labor needed to perform rearfoot range of motion evaluations. A clinical test could be the best alternative; however, clinical tests demonstrate inconsistent values of S, SP and AUC, and moreover, low values of reliability. Perhaps excessive rearfoot eversion in subjects with PFP is not the main cause; proximal and local biomechanical factors have had better results in differentiating the groups and the relationship with pain (Ferrari et al., 2014).

This study provides some evidence on the behavior of rearfoot eversion kinematics theoretically associated with PFP. However, the etiology of PFP is multifactorial. Therefore, rearfoot range of motion alterations are not seen in static measurements which could be a reasonable explanation for the lack of success of orthotic treatment. Furthermore, a limitation of the design used in this study was the inability to evaluate the relationship between rearfoot eversion measures and the theoretical ascending adaptations during a challenging task such as stair climbing. Finally, the inclusion of subjects with both unilateral and bilateral patellofemoral pain could have muddled the results of this study, being a potential confounding factor.

5. Conclusion

This is the first study to evaluate the potential and reliability of three kinematic rearfoot eversion measurements to differentiate individuals with PFP. The rearfoot range of motions during stair climbing variable presented the best results in terms of reliability and differentiation capability. Static variables do not seem to be related to individuals with PFP and have low accuracy values. Therefore, the results were

Table 2
Values of sensitivity and specificity for the best balanced cutoff and area under the curve (AUC) values.

Variables	Sensitivity %	Specificity %	Area under the curve (95% CI)	Standard error	P value
REROM	72	63	0.71 (0.55–0.86)	0.078	0.014
RESM	59	59	0.63 (0.47–0.80)	0.082	0.106
Clinical Rater 1	63	45	0.60 (0.42–0.78)	0.091	0.091
Clinical Rater 2	69	61	0.68 (0.54–0.85)	0.079	0.022

Kinematic variables: rearfoot eversion range of motion (REROM), rearfoot eversion system measurement (RESM); clinical evaluation of rearfoot eversion (clinical rater 1 and 2); 95% confidence interval (95% CI).

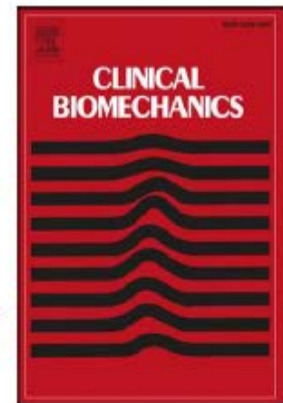
not better than other biomechanical variables in the literature, questioning the importance of distal factors in PFP.

References

- Aliberti, S., Costa, M.S.X., Passaro, A.C., Amone, A.C., Sacco, L.C.N., 2010. Medial contact and smaller plantar loads characterize individuals with patellofemoral pain syndrome during stair descent. *Phys. Ther.* 11, 30–34.
- Aliberti, S., Costa, M.D.S., Passaro, A.D.C., Amone, A.C., Hirata, R., Sacco, L.C.N., 2011. Influence of patellofemoral pain syndrome on plantar pressure in the foot rollover process during gait. *Clin. Sci.* 66, 367–372.
- Baldon, R.D.M., Serrão, E.V., Silva, R.S., Piva, S.R., 2014. 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.* 44, 240–A8.
- Barton, C.J., Levinger, P., Menz, H.B., Webster, K.E., 2009. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture* 30, 405–416.
- Barton, C.J., Menz, H.B., Levinger, P., Webster, K.E., Crossley, K.M., 2011a. Greater peak rearfoot eversion predicts foot orthoses efficacy in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Br. J. Sports Med.* 45, 697–701.
- Barton, C.J., Levinger, P., Crossley, K.M., Webster, K.E., Menz, H.B., 2011b. Relationships between the foot posture index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J. Foot Ankle Res.* 4, 10.
- Barton, C.J., Levinger, P., Webster, K.E., Menz, H.B., 2011c. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture* 33, 286–291.
- Barton, C.J., Levinger, P., Crossley, K.M., Webster, K.E., Menz, H.B., 2012. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Clin. Biomech.* 27, 702–705.
- Collado, H., Fredericson, M., 2010. Patellofemoral pain syndrome. *Clin. Sports Med.* 29, 379–398.
- Collins, N., Crossley, K., Beller, E., Darnell, R., McPoil, T., Vicenzino, B., 2009. Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomised clinical trial. *Br. J. Sports Med.* 43, 169–171.
- Ferrari, D., Kunkli, H.U., Silva, C.R., Alves, N., Micolis de Azevedo, F., 2014. Diagnostic accuracy of the electromyography parameters associated with anterior knee pain in the diagnosis of patellofemoral pain syndrome. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 95, 1521–1526.
- Freedman, B.R., Sheehan, F.T., 2013. Predicting three-dimensional patellofemoral kinematics from static imaging-based alignment measures. *J. Orthop. Res.* 31, 441–447.
- Halabchi, F., Mazaheri, R., Seif-barghi, T., 2013. Patellofemoral pain syndrome and modifiable intrinsic risk factors: how to assess and address? *Asian J. Sports Med.* 4, 85–100.
- Houck, J.R., Tome, J.M., Nawoczenski, D.A., 2008. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait Posture* 28, 29–37.
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wooten, M.E., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. Orthop. Res.* 8, 383–392.
- Kellis, E., Katis, A., 2008. Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 18, 351–358.
- Levinger, P., Gillett, W., 2007. Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. *Gait Posture* 25, 2–8.
- Magee, D.J., 2008. *Orthopedic Physical Assessment*. 5th ed. Saunders, Philadelphia.
- Nijs, J., Van Geel, C., Van Der Auwera, C., Van de Velde, B., 2006. Diagnostic value of five clinical tests in patellofemoral pain syndrome. *Man. Ther.* 11, 69–77.
- Nunes, G.S., Stapaft, E.L., Kirsten, M.H., de Noronha, M., Santos, G.M., 2013. Clinical test for diagnosis of patellofemoral pain syndrome: systematic review with meta-analysis. *Phys. Ther.* 14, 54–59.
- Portney, L., Watkins, M., 2009. *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice*. 3rd ed. Pearson Prentice Hall, New Jersey.
- Powers, C.M., Maffucci, R., Hampton, S., 1995. Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 22, 155–160.
- Powers, C.M., Heino, J.G., Rao, S., Perry, J., 1999. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin. Biomech.* 14, 722–728.
- Shih, Y.-F., Wen, Y.-K., Chen, W.-Y., 2011. Application of wedged foot orthosis effectively reduces pain in runners with pronated foot: a randomized clinical study. *Clin. Rehabil.* 25, 913–923.
- Silva, C.R., Silva, D.O., Ferrari, D., Negrão Filho, R.F., Alves, N., de Azevedo, F.M., 2014. Exploratory study of electromyographic behavior of the vastus medialis and vastus lateralis at neuromuscular fatigue onset. *Mot. Rev. Educ. Fis.* 20, 213–220.
- Souza, T.R., Pinto, R.Z., Trede, R.G., Kirkwood, R.N., Pertence, A.E., Fonseca, S.T., 2009. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 99, 503–511.
- Stebbins, J., Harrington, M., Thompson, N., Zavatsky, A., Theologis, T., 2006. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture* 23, 401–410.
- Swets, J.A., 1988. Measuring the accuracy of diagnostic systems. *Science* 240 (80–), 1285–1293.
- Tiberio, D., 1987. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 9, 160–165.
- Vicenzino, B., Collins, N., Cleland, J., McPoil, T., 2010. A clinical prediction rule for identifying patients with patellofemoral pain who are likely to benefit from foot orthoses: a preliminary determination. *Br. J. Sports Med.* 44, 862–866.
- Watson, C., Propps, M., Galt, W., Redding, A., Dobbs, D., 1999. Reliability of McConnell's classification of patellar orientation in symptomatic and asymptomatic subjects. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 29, 386–393.
- Weir, J.P., 2005. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J. Strength Cond. Res.* 19, 231–240.
- Winter, D.A., 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Fourth ed. Wiley, New Jersey.

Comparison of frequency and time domain electromyography parameters in women with patellofemoral pain

Ronaldo Valdir Briani, Danilo de Oliveira Silva, Marcella Ferraz Pazzinato, Carlos Eduardo de Albuquerque, Deisi Ferrari, Fernando Amâncio Aragão, Fábio Mícolis de Azevedo



PII: S0268-0033(14)00309-X
DOI: doi: [10.1016/j.clinbiomech.2014.12.014](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.12.014)
Reference: JCLB 3896

To appear in: *Clinical Biomechanics*

Received date: 12 October 2014
Accepted date: 29 December 2014

Please cite this article as: Briani, Ronaldo Valdir, de Oliveira Silva, Danilo, Pazzinato, Marcella Ferraz, de Albuquerque, Carlos Eduardo, Ferrari, Deisi, Aragão, Fernando Amâncio, de Azevedo, Fábio Mícolis, Comparison of frequency and time domain electromyography parameters in women with patellofemoral pain, *Clinical Biomechanics* (2015), doi: [10.1016/j.clinbiomech.2014.12.014](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.12.014)

Comparison of Frequency and Time Domain Electromyography Parameters in Women with Patellofemoral Pain

Ronaldo Valdir Briani¹(PT), Danilo de Oliveira Silva²(PT, MS), Marcella Ferraz Pazzinatto²(PT, MS), Carlos Eduardo de Albuquerque¹(PT, MS), Deisi Ferrari³(PT, MS), Fernando Amâncio Aragão¹(PT, PhD) and Fábio Mícolis de Azevedo²(PT, PhD)

¹Department of Physical Therapy, State University of West Parana, Research Laboratory of Human Movement, Cascavel-PR, Brazil

² Department of Physical Therapy, University of São Paulo State, School of Science and Technology, Laboratory of Biomechanics and Motor Control Presidente Prudente-SP, Brazil.

³University of São Paulo – Post-graduation Program Interunits Bioengineering EESC/FMRP/IQSC-USP, São Carlos, Brazil

** Corresponding author / requests for offprints.*

Fábio Mícolis de Azevedo

Rua Roberto Simonsen, 305

Presidente Prudente – SP - Brazil

Postal Code (CEP): 19060-900

551896139152 / 551832295820

e-mail: micolis@fct.unesp.br

The main text contains 3.997 words and the abstract contains 240 words.

The paper contains 4 tables and 1 figure.

Abstract

Background: Despite its high incidence, patellofemoral pain etiology remains unclear. No prior study has compared surface electromyography frequency domain parameters and surface electromyography time domain variables, which have been used as a classic analysis of patellofemoral pain. **Methods:** Thirty one women with patellofemoral pain and twenty eight pain free women were recruited. Each participant was asked to descend a seven step staircase and data from five successful trials were collected. During the task, vastus medialis and vastus lateralis muscle activity were monitored by surface electromyography. The data were processed and analyzed in four variables of the frequency domain (Median frequency, low, medium and high frequency bands) and three time domain variables (Automatic, Cross-correlation and Visual Onset between the VM and VL muscles). Reliability, Receiver Operating Characteristic curves and regression models were performed. **Findings:** The medium frequency band was the most reliable variable and different between the groups for both muscles, also demonstrated the best values of sensitivity and sensibility, 72% and 69% for the vastus medialis and 68% and 62% for the vastus lateralis, respectively. The frequency variables predicted the pain of individuals with patellofemoral pain, 26% for vastus medialis and 20% for vastus lateralis, being better than the time variables, which achieved only 7%. **Interpretation:** The frequency domain parameters presented greater reliability, diagnostic accuracy and capacity to predict pain than the time domain variables during stair descent and might be a useful tool to diagnose individuals with patellofemoral pain.

Key Words: Reproducibility of Results; Linear Models; Diagnosis; ROC Curve.

1. Introduction

Patellofemoral Pain (PFP), described as anterior or peripatellar pain, has become one of the major knee problems in sports medicine, accounting for 25% to 40% of all knee disorders[1]. The general female population has also been affected, with reported incidences representing 10% to 28%[2]. It has been shown that pain produced by this disease can limit participation in sports and daily activities, such as going up and down stairs, squatting and remaining seated[3].

Despite its high incidence, PFP etiology remains unclear. Several potential contributing factors have been cited trying to explain the mechanism responsible for developing this disorder, such as delayed onset of the vastus medialis oblique,[4] decreased quadriceps and hip muscle strength[5,6], increased hip medial rotation[7] and knee abduction excursion[8], however, none of these have demonstrated a high level of diagnostic evidence.

A commonly accepted PFP etiology hypothesis is Vastus Medialis (VM) and Vastus Lateralis (VL) contraction dysfunction [9]. These findings are based on the quadriceps muscle being responsible

for stabilizing patellar tracking[10,11]. Consistent with previous reports, clinical trials have verified diminished pain levels and increased functional capacity in individuals with PFP after quadriceps strengthening in both the short and long-term[12].

Considering the above, many studies have sought to determine VM and VL dysfunction by analyzing their relative onset using surface electromyography (sEMG) [4,13]. According to the literature, the main hypothesis is that VM contraction is delayed in relation to VL leading to patellar lateralization, which could produce lateral compressive patellofemoral joint stress[14]. Nonetheless, onset has yielded controversial results[15], thus, it seems that the onset of muscle activation does not provide enough information and cannot be used to diagnose PFP.

In this context, Ferrari et al[16] proposed a new approach to evaluate the VM and VL sEMG signals of individuals with PFP; the analysis of sEMG frequency domain parameters during stair climbing.. From these analyzes, it was possible to differentiate individuals with PFP with 72% sensitivity and 86% specificity, therefore, sEMG frequency domain parameters became an important tool for diagnosing PFP[16] whereas, according to the literature, no other biomechanical variable or clinical test was able to present the same result[9,17]. Although the results seem to be appropriate, Powers et al[18] and Pattyn et al[19] have indicated eccentric activities, such as stair descending, for verifying quadriceps activity as a consequence of the increased muscular and mechanical demands caused compared to concentric contractions. In particular, descending stairs may be associated with higher pain reports, as the stress provoked in the patellofemoral joint during this activity is higher than in ascending stairs or normal overground walking[20].

To our knowledge, no prior study has compared sEMG frequency domain parameters, which is a potentially promising tool for diagnosing PFP individuals, and sEMG time domain variables, which have been used as a classic analysis of muscle contraction in PFP[14]. As such, a study confronting these methods is necessary to better understand the diagnostic capacity of the frequency and time domain parameters. Besides, due to inconsistent evidence related to diagnosis accuracy of clinical tests[17], a biomechanical tool with high values of reliability could be an alternative to diagnosis individuals with PFP. Also, alterations in sEMG frequency domain can be useful in inferring changes in the neuromuscular system[21], which might be used to characterize how these muscles contribute to PFP.

Thus, the purpose of this study was to determine the reliability, diagnostic accuracy and capacity to predict pain variance of two different analyzes, sEMG in the frequency and time domain, on the VM and VL of individuals with PFP, compared to matched control individuals. We hypothesized that the sEMG frequency domain parameters would have (1) acceptable values of reliability, (2) the capacity to diagnose PFP in individuals with greater accuracy, (3) better capacity to predict pain variance. On the other hand, we hypothesized that (4) EMG time domain parameters would not demonstrate the same results.

2. Methods

Thirty one women with PFP and twenty eight pain free women were recruited from the graduate student population at the university. Mean (SD) age, height and weight for the PFP group were 21.9 (2.72) years, 1.65 (0.05) m and 65.72 (10.76) kg respectively and 22.07 (3.67) years, 1.65 (0.04) m and 62.3 (7.3) kg for the control group (CG). The sample size was calculated on the basis of previous studies [14,16] (using $\alpha \leq 0.05$, and an expected difference between groups of 4 normalized unit on frequency domain and 10ms on time domain). A minimum of 25 subjects per group was estimated to be needed to ensure 80% power.

In accordance with previous PFP diagnostic studies [9,16], the PFP Group inclusion criteria were (1) anterior knee pain during at least 2 of the following activities: remaining seated, squatting, running, stairs negotiation and jumping; (2) pain during patellar palpation; (3) symptoms for a minimum of 1 month with an insidious beginning; (4) pain level up to 3 on a 10cm visual analog scale (VAS) in the previous month, 0 representing no pain and 10 maximum pain; and (5) 3 or more positive clinical signs in the following tests: Clarke's sign, McConnell test, Noble compression and patella in the medial or lateral position. To be allocated to the PFP Group, participants needed to comply with all 5 requirements. Furthermore, any condition besides PFP was considered as an exclusion criterion, such as: events of patellar subluxation or dislocation, lower limb inflammatory process, osteoarthritis, patellar tendon tendinitis, meniscus tears or ligament tears. Knee surgery and treatment during the preceding 6 months, such as arthroscopy, steroid injections, acupuncture or physiotherapy were also considered exclusion criteria. CG participants, on the other hand, were excluded if they reported signs or symptoms of PFP and/or other diseases.

All participants were evaluated according to the exclusion and inclusion criteria by two investigators with five years of clinical practice and separated into the PFP or CG group only if the two investigators were in agreement about the participant's condition. Prior to participation, all subjects were given an explanation about the study and signed an informed consent form approved by the Human Ethics Committee of the State University of West of Parana.

2.1 Instrumentation

The experimental design included a seven step staircase, each step being 28cm deep and 18cm high, with a walkway in front of and at the top of it.

EMG data were collected using a conditioner module (Lynx®, Sao Paulo, BRA; model 1000-8-4I) with a fourth-order, zero-lag, Butterworth digital filter with cutoff frequencies of 20 to 500Hz and an amplifier with a gain of 50. The preamplifier circuit on the electrode cable had a gain of 20, a common mode rejection ratio greater than 80dB, and an impedance of 1012Ω. The raw EMG signal was recorded at a sampling rate of 4000Hz. Two pairs of bipolar surface-capture Ag/AgCl electrodes (Kendall, Mansfield, MA, USA; model Medi-Trace) with diameters of 10mm were used to obtain VM and VL EMG data. The data were collected using AqdaAnalysis software (Lynx®, Sao Paulo, SP, BRA; model EMG 1000-8-4I). An electrostimulation device (Quark®, Piracicaba, SP, BRA; model Nemesys 942) was used to find the VM and VL motor point.

A force plate (AMTI, OR6, Watertown, MA, USA) was positioned in the center of the fourth step and used to obtain ground reaction force data and, thus, to establish the moment when the subject was passing over the step. The force plate acquisition sampling rate was of 2000Hz.

2.2 Procedure

After finding the VM and VL motor point, the skin over the anterior portion of the thigh was cleaned with rubbing alcohol. The electrodes were placed 2cm below the motor point in the direction of the muscle belly [22], with a 20mm interelectrode distance. This motor point method for positioning the electrodes is in accordance with the Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) [14]. The reference electrode was placed over the tibial tubercle.

The laboratory temperature and illumination were controlled. Before data collection, participants rated their usual pain during the previous month on a VAS, were familiarized with the protocol and, once they felt comfortable and the investigators deemed they were descending stairs with consistent velocity and proper performance, the sEMG data collection commenced.

Each participant was asked to descend the stairs at their natural comfortable speed across the staircase and five successful trials were collected. As demonstrated by Jordan et al [23], controlling the timing of the stair descent can change the sEMG signal for gait in healthy subjects, thus, the speed of stair descent was not controlled in this study. To ensure a natural stair descent pattern, participants were not made aware of the force plate, which was hidden within the fourth step covered by a rubberized fabric, making it impossible to distinguish the force plate from the other steps. For the reliability analysis, the trials were performed in the same manner on 2 separate days, with an interval of 2 to 7 days between the 2 collection periods. Studies have shown that electrode positions may be the cause of measurement variability [8] and, as the collection of this study was performed on 2 different days, a template using the participants' anatomic references was developed to reduce this risk; the efficacy of which has already been reported [16]. The investigator was blinded concerning the groups

2.3 EMG Analysis

The analyzed EMG signals were referenced by the vertical component of ground reaction force measured by the force plate. Therefore, the EMG signal was considered only while the participant was crossing the fourth step, the vertical component of ground reaction force being a marker of the beginning and the end of the EMG data collection. All processing was performed in MATLAB® (The MathWorks, Inc, Natick, MA).

The power spectrum density (PSD) is often used to analyze EMG frequency analysis [8]. The filtered EMG data time series was calculated using the fast Fourier transform. From this calculation the median frequency (Fmed) was extracted, which is when the integral of the left side of the spectrum is equal to that of the right side [24].

The intensity of the PSD was normalized as follows: (1) calculation of the spectral distribution function, which is the cumulative sum of the power spectrum divided by its maximum value and

multiplied by 100, and (2) calculation of the derived spectral distribution function to obtain a PSD with intensity values normalized between 0 and 100. The mean intensity was calculated for each of the 3 frequency bands considered for analysis from the normalized PSD: low (15-45Hz) (B1), medium (45-96Hz) (B2), and high (96-400Hz) (B3) [16].

In relation to EMG Onset analysis, three different methods were utilized. These techniques were suggested as the most prevalent onset techniques performed in muscular contraction studies [14]: (1) automatic algorithm, (2) visual inspection and (3) cross-correlation. Initially, the signals were submitted to an identical procedure for the analysis; a linear envelope was applied to the signal and data were full-wave rectified and low-pass filtered at 50Hz for visual inspection and automatic detection and 5Hz for cross-correlation.

For visual inspection, one examiner with experience in EMG processing, marked the locations in which he identified initiation of muscular contraction for both the VM and VL [14]. Similarly, automatic muscle contraction was quantified as more than three standard-deviations of signal alteration for a minimum of 25ms above the baseline level of each muscle by another algorithm [4]. With regards to cross-correlation, analysis was possible due to the curves appearing in the same format allowing the onset determination [14]. This process evaluates how well a given signal is correlated with another signal in time. For this, a maximum correlation value between two independent series is obtained by shifting one of the series forward and backward in time. The formula used to obtain the cross-correlation value is described by Winter [25] and Stergiou [26]. After identifying the respective values from the described techniques, an algorithm subtracted the VL onset from the VM, where negative differences indicated previous activation of the VM and positive differences indicated previous activation of the VL [14].

2.4 Statistical Analysis

Descriptive values (means (SDs)) of Fmed, B1, B2, B3, automatic onset, visual onset and cross-correlation were obtained and the Shapiro-Wilk test was used to analyze normal data distribution. Independent t tests were utilized to identify differences between the groups. For a relative measure of reliability, the intraclass correlation coefficient (ICC) (2, k) model of the descriptive values was performed [28,29,30]. To express the reliability in absolute values, indicating the precision of the measurement, the standard error measurement (SEM) of the descriptive values was used [29]. In addition, SEM values were normalized by mean to obtain their values on a 0 to 100 percentage scale. A lower SEM suggested better reliability of the measurement [28].

Receiver operating characteristic (ROC) curves with values of sensitivity(Sn), specificity(Sp) and area under the curve (AUC), referred to as a global summary statistic of diagnostic accuracy, were performed to verify the capacity of each variable in diagnosing PFP. According to Swets [30], AUC values can distinguish between non-informative (AUC=0.5), less accurate ($0.5 < \text{AUC} \leq 0.7$), moderately accurate ($0.7 < \text{AUC} \leq 0.9$), highly accurate ($0.9 < \text{AUC} < 1$) and perfect tests (AUC 1). With regards to sensitivity and specificity, a minimal clinically important difference (MCID) is characterized by

finding the point on the ROC curve that maximizes both Sp and Sn. The Youden index [31] was used in this study as it is a measure which is frequently used to identify this optimal point, mainly when sensitivity and specificity are weighted equally.

A multiple regression model analysis was carried out to determine which variable set presented the best capacity to predict in relation to the pain of the PFP group in the previous month. According to Field [32], the forced entry model is a reliable method, capable of providing an adequate regression analysis, furthermore, when there is no consistent reference variable in the literature, such as in this case, the forced entry method has been indicated. As EMG frequency domain parameters were obtained from both muscles, the VM and VL, they were analyzed separately to distinguish which was more predictive. Onset variables represent the differences between both muscles, therefore, onset regression analysis was realized utilizing this calculation. Overall performance of the final models was evaluated using Nagelskerke's R^2 , which estimates explained variation of the model [33]. Regression diagnostics (outliers, collinearity, and residuals analysis) were performed to make sure the data were appropriate. All statistical tests were performed using SPSS Version 18.0 statistical software (SPSS Inc, Chicago, IL), with an alpha level of .05.

3 Results

Subjects with PFP rated their usual pain during the previous month as an average (SD) of 5.32 (1.37) cm on the VAS. Independent t tests for subject demographics revealed similar age, height, and body weight characteristics ($P>.44$) for both groups. The results relative to onset and frequency parameters mean (SD) and independent t tests are shown in (Table 1). Comparison between groups revealed significant differences for VM muscle in the B2, 30.9 normalized unit (n.u.) 34.1 n.u. for CG and PFP group, respectively, on day 1 ($p=0.002$); and 31.3 n.u. 34.5 for CG and PFP group, respectively, on day 2 ($p=0.001$); for VL muscle the values were 29.8 normalized unit (n.u.) 33.7 n.u. for CG and PFP group, respectively, on day 1 ($p=0.009$); and 30.3 n.u. 34.9 for CG and PFP group, respectively, on day 2 ($p=0.010$) and B3 frequency bands of the EMG signal for VL muscle 2.9 normalized unit (n.u.) 2.2 n.u. for CG and PFP group, respectively, on day 1 ($p=0.029$); and 2.5 n.u. 2.4 for CG and PFP group, respectively, on day 2 ($p=0.045$). However, B3 demonstrated a significant difference only for the VL muscle, whereas, B2 could differentiate groups for both muscles. Other variables did not present differences between groups.

Insert Table 1

3.1 Reliability

Reliability data are presented in (Table 2). A moderate to high reliability was found in the domain frequency parameters of the VM and VL muscles for both groups. Only the MF of PFP VM obtained moderate reliability 0.56, all other parameters achieved high reliability ranging from 0.71 to 0.89. Attesting to the reliability precision, SEM values are presented in (Table 2). Concerning EMG onset data, all measurements ranged from .26 to .59, demonstrating poor to moderate reliability associated with high values of SEM, being the lower normalized SEM 20.9% and the higher 46.1%.

Insert Table 2

3.2 Diagnostic Accuracy

Based on the ROC curves (Figure 1), Sn, Sp and AUC for all variables were extracted and are shown in (Table 3). Medium frequency bands were classified as moderately accurate for the VM (0.71) and VL (0.71), whereas other parameters were categorized as less accurate and non-informative. Similarly, the B2 band presented the best Sn and Sp combination according to the Youden index, 72% and 69% for VM and 68% and 62% for VL, respectively.

Insert Table 3

3.3 Predictive Model

Both the VM and VL were able to differentiate groups in relation to EMG frequency signal, therefore, they were submitted to a multiple regression model as well as onset data. The results presented in (Table 4) show that EMG frequency parameters were capable of predicting 26% and 20% of the variance in pain for the VM and VL, respectively, although, onset parameters were responsible for only 7% of prediction.

If the improvement due to fitting the regression model is greater than the inaccuracy within the model, then the value of *F*-ANOVA will be greater than 1, thus, attesting the quality of this multiple regression model; with the exception of the EMG onset data, all other values were greater than 1[32].

Insert Table 4

4 Discussion

4.1 Comparison between groups and Reliability

Differences concerning groups were found in frequency domain parameters. Specifically, B2 presented differences in both muscles whereas B3 demonstrated differences only for VL. In agreement with our findings, Ferrari et al [16] have also reported dissimilarities for both muscles in B2, whilst not obtaining the same result for B3.

Besides frequency domain parameters can be utilized to differentiate individuals with and without PFP, there is a clinical relation of these variables. Some studies have been proposing that sEMG frequency domain parameters may represent alterations on neuromuscular system[21,34]. Therefore, when these parameters are altered, such as B2 and B3 in our study, they suggest neuromuscular alterations in the individuals, which might be an important cause of the lack of stabilization of the patellar tracking, corroborating with other studies[16,35].

With respect to the onset method, whilst a trend was identified towards a delay in onset of the VM relative to the VL in the PFP group, a systematic review with meta-analysis [15] has demonstrated a substantial degree of heterogeneity across the pooled studies. None of the onset techniques applied in this study expressed differences between the groups, corroborating with Rathleff et al [6], who also evaluated sEMG time domain parameters in a stair decent task with subjects with PFP and, equally, did not find dissimilarities between the groups. Therefore, considering the subject

inconsistency, it seems that onset parameters may not be the most appropriate variable for differentiating individuals with PFP as they might not be changed in this population.

Reliability results demonstrated that the majority of the variables achieved high ICC values, except for onset data, which attained only poor to moderate reliability. Frequency domain parameters remained in accordance with previous studies [16], yet, onset reliability has been verified with high values of ICC [4], despite variation between techniques [14], contrary to our findings.

In spite of the acceptable reliability, B3 normalized SEM values were 3 times higher than B2, showing less precision, consequently, B2 appears to be more reliable than B3.

4.2 Diagnostic accuracy

When variables are submitted to a ROC curve analysis it is expected to demonstrate how well they can diagnose an elected disorder. The best MCID values were found in B2 in both muscles, (Sn 72%, Sp 69%) for VM and (Sn 68%, Sp 62%) for VL. Ferrari et al [16] have also shown high Sn (70%) and Sp (87%) related to B2. A previous study [16] used a 95% confidential interval to determine values of Sn and Sp, however, this method is not as widely applied or largely proven for diagnostic accuracy as the ROC curve. According to the systematic review of Nunes et al [17] 24 clinical tests for PFP diagnosis did not present consistent evidence regarding diagnostic accuracy. The same review showed that squatting was the most sensitive test (91%) and that the VM coordination test had the best specificity (93%). Those tests had low Sp (50%) and low Sn (16%), respectively. Therefore, in spite of higher values, both diagnostic measures were not weighted equally and their importance and clinical applicability may not be appropriate when a screening test which is both sensitive and specific is necessary [36]. Thus, our study proposes a new equally weighted approach with consistent values found using a widely reported and reliable statistical tool.

Concerning onset Sn and Sp, results demonstrated low values for cross-correlation and visual onset. Only automatic onset demonstrated an acceptable Sn (68%), although Sp was not suitable (55%). When compared to B2, the results seem favorable towards B2 rather than time domain parameters.

Providing better evidence with respect to B2, AUC values in our study can be classified as moderately accurate for VM (.71) and VL (.71). Moreover, P-values were significant only for B2 in both muscles, ($P = .014$) for VM and ($P=.006$) for VL, which shows, when considering all cut off points, that these AUC stood out, corroborating with the other findings in this study. In relation to onset data, results from this study showed cross-correlation onset and visual onset AUC with non-informative values (.47) and (.49), respectively, and automatic onset with a fair AUC value (.60). In addition, P-values related to these variables were not significant. To date, only Van Tiggelen et al [13] have examined onset AUC reporting fair values (.68) for automatic onset detection as in the current study, without significant values.

Accordingly, sEMG frequency domain during eccentric activities, specifically B2, appears to be an important tool for diagnosing PFP better than the sEMG time domain and other frequency

parameters with acceptable values of diagnostic accuracy, which none of the clinical tests or other biomechanical variables achieved.

4.3 Predictive model

PFP is clearly a multifactorial condition that cannot be predicted by a single risk factor [37]. Hence, R^2 of the multiple regression presented itself as low, and other variables should be included to construct a more robust predictive model. In the best model, 26% of pain variance was predicted by the VM frequency domain, while 20% and 7% were predicted by the VL frequency domain and onset data, respectively.

Other variables available in the literature are better predictors of pain than quadriceps sEMG [38]. Three kinematic variables were entered in a multiple regression model during step down to predict the pain variance of PFP subjects and 63% of explanation was found [38]. It is worth noting that this result occurred when hip and knee kinematic variables were associated, whereas 40% was predicted when only one joint was approached [38], confirming the disorder's multifactorial condition. Despite the low prediction values presented by the frequency domain parameters, as PFP is a multifactorial disorder, incorporation of these muscles in rehabilitation approaches seems necessary due to the eccentric and neuromuscular alteration in this disease.

4.4 Clinical and scientific implications

PFP diagnosis is an established issue that has been discussed in scientific papers and is still obscure [37]. Results from the present study provide a reliable and accurate new approach, able to differentiate individuals with this disorder, the sEMG frequency domain analysis. With this tool, it is possible for researchers to more accurately select their PFP sample, which has previously been dependent on the absence of other diseases and clinical tests whose accuracy and reliability are questionable [17]. Finally, clinicians may use findings from the current study to incorporate neuromuscular training in PFP rehabilitation, as represented by a sEMG frequency domain alteration. There is some evidence indicating that strength training can improve knee joint motor control[39] and that multimodal approaches improve the neuromuscular control of VM and VL during stair descent among patients with PFP[40]. Also, due to neuromuscular alterations, proprioceptive training might be a good alternative to improve the control mechanisms[41].

5 Conclusion

Results from this study supported the author's hypothesis. Frequency domain parameters presented greater reliability, diagnostic accuracy and capacity to predict pain than time domain variables during stair descent.

6 References

- [1] Fagan V, Delahunt E. Patellofemoral pain syndrome: a review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options. *Br J Sports Med* 2008;42:789–95.
doi:10.1136/bjsm.2008.046623.

- [2] Ng GYF, Zhang AQ, Li CK. Biofeedback exercise improved the EMG activity ratio of the medial and lateral vasti muscles in subjects with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18:128–33. doi:10.1016/j.jelekin.2006.08.010.
- [3] Powers CM, Bolgla L a, Callaghan MJ, Collins N, Sheehan FT. Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42:A1–20. doi:10.2519/jospt.2012.0301.
- [4] Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:183–9. doi:10.1053/apmr.2001.19022.
- [5] Bolgla L a, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;38:12–8. doi:10.2519/jospt.2008.2462.
- [6] Rathleff MS, Samani A, Olesen JL, Roos EM, Rasmussen S, Christensen BH, et al. Neuromuscular activity and knee kinematics in adolescents with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2013;45:1730–9. doi:10.1249/MSS.0b013e318292be30.
- [7] Boling MC, Padua D a, Alexander Creighton R. Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *J Athl Train* 2009;44:7–13. doi:10.4085/1062-6050-44.1.7.
- [8] Smoliga JM, Myers JB, Redfern MS, Lephart SM. Reliability and precision of EMG in leg, torso, and arm muscles during running. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20:e1–9. doi:10.1016/j.jelekin.2009.09.002.
- [9] Fulkerson JP. Current Concepts Diagnosis and Treatment of Patients with Patellofemoral Pain. *Am J Sports Med* 2002;30:447–56.
- [10] Kooiker L, Van De Port IGL, Weir A, Moen MH. Effects of physical therapist-guided quadriceps-strengthening exercises for the treatment of patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014;44:391–B1. doi:10.2519/jospt.2014.4127.
- [11] Powers CM, Perry J, Hsu A, Hislop HJ. Are Patellofemoral Pain and Quadriceps Femoris Muscle Torque Associated With Locomotor Function ? *Phys Ther* 1997;77:1063–77.
- [12] Collins NJ, Crossley KM, Darnell R, Vicenzino B. Predictors of short and long term outcome in patellofemoral pain syndrome: a prospective longitudinal study. *BMC Musculoskelet Disord* 2010;11:11. doi:10.1186/1471-2474-11-11.
- [13] Van Tiggelen D, Cowan S, Coorevits P, Duvigneaud N, Witvrouw E. Delayed vastus medialis obliquus to vastus lateralis onset timing contributes to the development of patellofemoral pain in previously healthy men: a prospective study. *Am J Sports Med* 2009;37:1099–105. doi:10.1177/0363546508331135.

- [14] Uliam Kuriki H, Mícolis de Azevedo F, de Faria Negrão Filho R, Alves N. Comparison of different analysis techniques for the determination of muscle onset in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol* 2011;21:982–7. doi:10.1016/j.jelekin.2011.08.002.
- [15] Chester R, Smith TO, Sweeting D, Dixon J, Wood S, Song F. The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord* 2008;9:64. doi:10.1186/1471-2474-9-64.
- [16] Ferrari D, Kuriki HU, Silva CR, Alves N, Mícolis de Azevedo F. Diagnostic Accuracy of the Electromyography Parameters Associated With Anterior Knee Pain in the Diagnosis of Patellofemoral Pain Syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 2014. doi:10.1016/j.apmr.2014.03.028.
- [17] Nunes GS, Stapait EL, Kirsten MH, de Noronha M, Santos GM. Clinical test for diagnosis of patellofemoral pain syndrome: Systematic review with meta-analysis. *Phys Ther Sport* 2013;14:54–9. doi:10.1016/j.ptsp.2012.11.003.
- [18] Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40:42–51. doi:10.2519/jospt.2010.3337.
- [19] Pattyn E, Verdonk P, Steyaert A, Van Tiggelen D, Witvrouw E. Muscle functional MRI to evaluate quadriceps dysfunction in patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2013;45:1023–9. doi:10.1249/MSS.0b013e318282672c.
- [20] Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture* 2002;16:115–23.
- [21] Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol* 2004;96:1486–95. doi:10.1152/japplphysiol.01070.2003.
- [22] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:361–74.
- [23] Jordan K, Challis JH, Newell KM. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture* 2007;26:128–34. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.08.010.
- [24] Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, et al. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol* 1990;68:1177–85.
- [25] Winter D. Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed. New Jersey: 2009.
- [26] Stergiou N. Innovative analyses of human movement. 1st ed. Champaign: 2004.
- [27] Weir JP. Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 2005;19:231–40.
- [28] Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J Electromyogr Kinesiol* 2005;15:102–10. doi:10.1016/j.jelekin.2004.06.003.

- [29] Kellis E, Katis A. Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18:351–8. doi:10.1016/j.jelekin.2006.12.001.
- [30] Swets JA. Measuring the Accuracy of Diagnostic Systems. *Science* (80-) 1988;240:1285–93.
- [31] Perkins NJ, Schisterman EF. The inconsistency of “optimal” cutpoints obtained using two criteria based on the receiver operating characteristic curve. *Am J Epidemiol* 2006;163:670–5. doi:10.1093/aje/kwj063.
- [32] Field A. *Discovering Statistics Using SPSS (and sex and drugs and rock “n” roll)*. Sage. London: 2009.
- [33] Collins NJ, Bierma-Zeinstra SM a, Crossley KM, van Linschoten RL, Vicenzino B, van Middelkoop M. Prognostic factors for patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med* 2013;47:227–33. doi:10.1136/bjsports-2012-091696.
- [34] Von Tscharner V, Valderrabano V. Classification of multi muscle activation patterns of osteoarthritis patients during level walking. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20:676–83. doi:10.1016/j.jelekin.2009.11.005.
- [35] Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SM a, van Middelkoop M. Risk factors for patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42:81–94. doi:10.2519/jospt.2012.3803.
- [36] Fritz JM, Wainner RS. Examining diagnostic tests: an evidence-based perspective. *Phys Ther* 2001;81:1546–64.
- [37] Pappas E, Wong-Tom WM. Prospective Predictors of Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review With Meta-analysis. *Sports Health* 2012;4:115–20. doi:10.1177/1941738111432097.
- [38] Nakagawa TH, Serrão F V, Maciel CD, Powers CM. Hip and knee kinematics are associated with pain and self-reported functional status in males and females with patellofemoral pain. *Int J Sports Med* 2013;34:997–1002. doi:10.1055/s-0033-1334966.
- [39] Ferber R, Cat CÀ, Kendall KD, Cat CÀ, Farr L. Changes in Knee Biomechanics After a Hip-Abductor Strengthening Protocol for Runners With Patellofemoral Pain Syndrome. *J Athl Train* 2011;46:142–9.
- [40] Cowan SM, Bennell KL, Crossley KM, Hodges PW, McConnell J. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:1879–85. doi:10.1249/01.MSS.0000038893.30443.CE.
- [41] Crossley K, Bennel K, Green S, Cowan S, McConnell J. Physical Therapy for Patellofemoral Pain. *Am J Sports Med* 2002;30:857–65.

Table 1. Values of the sEMG time domain and frequency domain parameters in the Control Group and the PFP Group for the VM and VL muscles.

	Control Group		PFP Group	
	Day 1	Day2	Day 1	Day 2
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)
B1 VM (nu)	48.1 (11.9)	47.1 (12.3)	46.5 (8.5)	43.7 (9.2)
B2 VM (nu)	30.9* (5.7)	31.3* (5.8)	34.1* (3.9)	34.5* (7.4)
B3 VM (nu)	1.9 (1.1)	1.7 (1.1)	1.5 (0.6)	1.7 (0.7)
MF VM (Hz)	56.8 (11.2)	57.2 (12.3)	55.2 (5.8)	57.7 (7.3)
Cross Onset	3.6 (1.8)	4.4 (2.4)	3.1 (2.8)	5.8 (3.6)
Aut Onset	104.2 (24.2)	95.9 (18.2)	132.1 (14.2)	149.3 (18.2)
Vis Onset	11.1 (8.9)	12.1 (6.5)	11.1 (8.9)	12.2 (6.5)
B1 VL (nu)	40.9 (11.5)	41.3 (11.1)	41.5 (9.7)	40.7 (10.8)
B2 VL (nu)	29.8* (5.3)	30.3* (6.1)	33.7* (3.2)	34.9* (5)
B3 VL (nu)	2.9* (1.4)	2.5* (1.2)	2.2* (1.1)	2.4* (1)
MF VL (Hz)	66.2 (13.7)	62.7 (13.4)	61.4 (9.9)	60.5 (9.5)

Abbreviations: VM, vastus medialis; VL, vastus lateralis; B1, low-frequency band; B2, medium-frequency band; B3, high-frequency band; MF, median frequency; Cross Onset, cross-correlation onset (miliseconds); Aut Onset, automatic onset (miliseconds); Vis Onset, visual onset (miliseconds); PFP, patellofemoral pain syndrome; sEMG, surface electromyography; ICC, intraclass correlation coefficient; SEM, standard error measurement; SD, standard deviation; nu, normalized unit.

* A significant difference ($P<.05$) between groups for both days.

Table 2. ICC and SEM values of sEMG time domain and frequency domain parameters in the Control Group and the PFP Group for the VM and VL muscles.

	Control Group		PFP Group	
	ICC (IC 95%)	SEM (%)	ICC; (IC 95%)	SEM (%)
B1 VM	0.89 (0.77;0.95)	5.33 (11.1%)	0.72 (0.43;0.86)	5.67 (12.5%)
B2 VM	0.79 (0.54;0.90)	3.46 (11.1%)	0.79 (0.56;0.90)	2.59 (7.5%)
B3 VM	0.75 (0.27;0.88)	0.72 (39.5%)	0.71 (0.40; 0.86)	0.45 (27.4%)
MF VM	0.86 (0.71;0.93)	5.80 (10.1%)	0.56 (0.71;0.93)	5.07 (8.9%)
Cross Onset	0.53 (-0.07; 0.79)	2.35 (30.2%)	0.56 (-1.74; 0.58)	3.00 (33.7%)
Aut Onset	0.26 (-1.95; 0.45)	49.5 (46.1%)	0.59 (-0.02; 0.83)	40.09 (26.8%)
Vis Onset	0.53 (0.021; 0.78)	7.69 (33.1%)	0.59 (0.13; 0.80)	4.89 (20.9%)
B1 VL	0.89 (0.77;0.95)	4.99 (12.1%)	0.89 (0.75;0.94)	4.77 (11.5%)
B2 VL	0.76 (0.48;0.89)	3.57 (11.8%)	0.76 (0.28;0.82)	3.03 (8.8%)
B3 VL	0.77 (0.51;0.89)	0.81 (28.7%)	0.77 (0.48;0.87)	0.71 (33.3%)
MF VL	0.83 (0.64;0.92)	7.03 (10.8%)	0.83 (0.71;0.93)	7.96 (7.9%)

Abbreviations: VM, vastus medialis; VL, vastus lateralis; B1, low-frequency band; B2, medium-frequency band; B3, high-frequency band; MF, median frequency; Cross Onset, cross-correlation onset; Aut Onset: automatic onset; Vis Onset, visual onset; PFP, patellofemoral pain syndrome; sEMG, surface electromyography; ICC, intraclass correlation coefficient; SEM, standard error measurement; SD, standard deviation.

* SEM values (%) were normalized by mean values.

Table 3. Values of sensitivity and specificity for the best balanced cut off according to the Youden index and area under the curve (AUC) values.

Variables	Sn %	Sp %	AUC (95%CI)	SE	P-value
B1 VM	50	43	0.43 (0.30;0.60)	0.078	0.466
B2 VM	72	69	0.71 (0.54;0.82)	0.072	0.014*
B3 VM	46	58	0.45 (0.27;0.57)	0.076	0.335
FM VM	61	43	0.53 (0.37;0.68)	0.078	0.733
Cross Onset	54	53	0.47(0.31;0.62)	0.078	0.693
Aut Onset	68	55	0.60 (0.44;0.74)	0.075	0.832
Vis Onset	54	45	0.49 (0.33;0.63)	0.077	0.219
B1 VL	50	61	0.53 (0.37;0.67)	0.077	0.785
B2 VL	68	62	0.71 (0.56;0.84)	0.071	0.006*
B3 VL	42	52	0.46 (0.37;0.68)	0.073	0.058
FM VL	46	38	0.41 (0.21;0.50)	0.076	0.219

Abbreviations: VM, vastus medialis; VL, vastus lateralis; B1, low-frequency band; B2, medium-frequency band; B3, high-frequency band; MF, median frequency; Cross Onset, cross-correlation onset; Aut Onset, automatic onset; Vis Onset, visual onset; Sn, sensitivity; Sp, specificity; AUC, area under the curve; SE, standard error; 95% CI, 95% confidence interval.

* Represents the significance of AUC ($P < 0.05$)

† Values of SE and P-value are related solely to AUC.

Table 4. Forced entry multiple regression model with sEMG variables and VAS for PFP Group VM and VL muscles.

Model	Variable	R ²	R ² change	F – ANOVA	B (95% CI)	P-value
*Model 1	B1 VM	0.16	0.16	5.85	-0.09 (-1.79;-0.01)	0.022
Model 2	B1 VM	0.17	0.01	2.97	-0.10 (-0.20;-0.01)	0.026
	B2 VM				-0.04 (-0.25;0.15)	0.622
Model 3	B1 VM	0.23	0.06	2.69	-0.21 (-0.38;-0.03)	0.022
	B2VM				-0.19 (-0.48;0.09)	0.184
	B3 VM				-1.41 (-3.50;0.67)	0.175
*Model 4	B1 VM	0.26	0.03	2.30	-0.12 (-0.36;0.12)	0.031
	B2 VM				-0.30 (-0.67;0.59)	0.029
	B3 VM				-2.45 (-5.36;0.46)	0.096
	FM VM				0.25 (-0.24;0.75)	0.038
Model 1	B1 VL	0.009	0.009	1.25	-0.01 (-0.09;0.59)	0.617
Model 2	B1 VL	0.02	0.01	1.31	-0.02 (-0.10;0.05)	0.554
	B2 VL				-0.07 (-0.31;0.16)	0.542
Model 3	B1 VL	0.11	0.08	1.11	-0.17 (-0.38;0.03)	0.091
	B2 VL				-0.26 (-0.59;0.07)	0.118
	B3 VL				-1.41 (-3.18;0.35)	0.113
*Model 4	B1 VL	0,20	0.09	1,63	-0,32 (-0,59;-0,05)	0,019
	B2 VL				-0,20 (-0,53;0,13)	0,220
	B3 VL				0,32 (-2,36;3,02)	0,850
	FM VL				-0,34 (-075;0,06)	0,098
Model 1	Cross Onset	0.001	0.001	0.11	0.006 (-0.10;0.12)	0.915

Model 2	Cross Onset	0.02	0.019	0.33	0.02 (-0.10;0.14)	0.719
	Aut Onset				-0.02 (-0.06;0.03)	0.424
Model 3	Cross Onset	0.07	0.05	0.75	0.01 (-0.10;-0.13)	0.800
	Aut Onset				-0.02 (-0.07;0.02)	0.354
	Vis Onset				0.03 (-0.02;0.09)	0.221

Abbreviations: VM, vastus medialis; VL, vastus lateralis; B1: low-frequency band; B2: medium-frequency band; B3: high-frequency band; MF: median frequency; Cross Onset: cross-correlation onset; Aut Onset: automatic onset; Vis Onset: visual onset; PFP: patellofemoral pain syndrome; sEMG, surface electromyography; VAS, visual analogue scale.

* Significant regression models $p < 0.05$.

Manuscript Number:

Title: Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with patellofemoral pain

Article Type: Original Paper

Keywords: Kinetics; stair climbing; anterior knee pain; kinematics; patellofemoral joint.

Corresponding Author: Dr. Fábio Mícolis Azevedo, Ph.D.

Corresponding Author's Institution: Science and Technology School – University of State of São Paulo

First Author: Danilo O Silva, MSc

Order of Authors: Danilo O Silva, MSc; Ronaldo V Briani; Marcella F Pazzinatto; Deisi Ferrari, MSc; Fernando A Aragão, PhD; Fábio Mícolis Azevedo, Ph.D.

Abstract: The most accepted hypothesis regarding the cause of patellofemoral pain (PFP) is related to elevated patellofemoral joint reaction forces. The pain occurs mainly in activities that involve knee flexion and load on lower limbs. Evidence suggests that reduction in peak knee flexion may occur as a compensatory mechanism to avoid pain; however, it is not able to relieve patellofemoral joint reaction forces. Thus, the aims of this study were (i) to confirm reduced knee flexion during stair climbing in subjects with PFP compared to pain free individuals; (ii) to analyze loading rates in these subjects, during stair climbing; (iii) to test the reliability of all measurements. Twenty nine individuals with PFP and twenty five control individuals (18-30 years) participated in this study. Each subject underwent three-dimensional kinematic and kinetic analyses during stair climbing on two separate days. Between groups analyses of variance were performed to identify differences in peak knee flexion and loading rates. Intraclass correlation coefficient was performed to verify the reliability of the variables. On both days the PFP group demonstrated significantly reduced peak knee flexion and increased loading rates. In addition, the two variables obtained high to very high reliability. Reduced knee flexion during stair climbing as a strategy to avoid anterior knee pain seems not to be healthy for lower limb mechanical distributions. Repeated loading at higher loading rates may be damaging to lower limb joints.

Suggested Reviewers: Evangelos Pappas

Theresa H Nakagawa

1. INTRODUCTION

One of the most common knee disorders affecting young individuals is patellofemoral pain (PFP) [1]. Studies have suggested that females have a greater risk of developing this condition [2]. The percentage of young females who initiate physical activity programs and risk being diagnosed with PFP is up to 10% [2]. Furthermore, PFP affects 1 in 4 subjects in the general population [3]. It has been shown that PFP can limit participation in sports and daily activities, such as squatting and stair ascent and descent, as these activities intensify the pain [3]. Despite its high incidence, the etiology of PFP remains unclear [4].

The most accepted hypothesis regarding the cause of PFP is related to elevated patellofemoral joint reaction forces that lead to abnormal joint stress and subsequent articular cartilage wear [5,6]. The pain occurs mainly in activities that involve knee flexion and load on lower limbs, such as those

occurring during stair climbing. A study found [7], during gait that subjects with PFP, had significantly reduced peak knee flexion compared to controls, although, the peak internal knee extension moment remained increased at the stance phase. The reduction in peak knee flexion, may occur as a compensatory mechanism to avoid pain [8]. However, no study has clarified why the peak internal knee extension moment remains increased; demonstrating signs of elevated patellofemoral joint reaction forces.

It has been suggested that vertical ground reaction force loading rates (loading rate) are an important parameter for assessing the overload of lower limb musculoskeletal tissues [9,10]. In addition, repeated loading at higher physiological loading rates, such as those occurring during stair climbing, are damaging to lower limb joints. In general, decreased knee flexion excursion during the stance phase, increases the peak vertical forces experienced by the lower extremities[9]. One study has reported reductions in loading rates, when individuals produced “soft landings” through increased knee flexion excursion, which is believed to be a shock attenuating mechanism [11].

Thus, we hypothesized, that due to the reduced knee flexion compensatory mechanism in subjects with PFP, loading rates would be increased and could overload the patellofemoral joint. To further investigate this hypothesis the aims of this study were (i) to investigate reduced knee flexion during stair climbing in subjects with PFP compared to pain free individuals; (ii) to analyze loading rates of these subjects, during stair climbing; (iii) to test the reliability of all measurements.

2. METHODOLOGY

This cross-sectional study was performed at the Laboratory of Biomechanics and Motor Control of the University of São Paulo State. The sample was recruited in gyms, parks and universities, between January and September 2014. The study was approved by the University of São Paulo State Human Ethics Committee (306.729), and each participant gave written informed consent prior to participation.

2.1 Participants

Twenty nine females with PFP and twenty five pain free females (Control Group) were recruited. The mean (SD) age, height and mass were 21.9 (2.72) years, 1.65 (0.05) m and 65.72 (10.76) kg respectively for the PFP group and 22.07 (3.67) years, 1.65 (0.04) m and 62.3 (7.3) kg for the control group (CG). Power calculations for this study were performed using preliminary data from our laboratory for peak knee flexion and loading rate. Sample size was determined based on predicted power to detect a difference of 2° between the groups with an alpha of 0.05 and 80% power. Based on calculations made in Sample-power (SPSS Inc. Chicago, IL, USA), a minimum sample size of 22 subjects per group was indicated. Diagnosis of PFP was based on definitions used in a previous PFP

diagnostic study [3]. The inclusion criteria were: (1) anterior knee pain during at least 2 of the following activities: remaining seated, squatting, kneeling, running, climbing stairs, and jumping; (2) pain during patellar palpation; (3) symptoms for at least 1 month with an insidious beginning; (4) pain level in the previous month of up to 3cm on a 10cm visual analog scale (VAS); and (5) 3 or more positive clinical signs in the following tests: Clarke's sign, McConnell test, Noble compression, Waldron test and patella in the medial or lateral position. The participants were required to fulfill all 5 requirements to be allocated to the PFP group and could not present any signs or symptoms of PFP or other diseases to be allocated to the CG. The presence of any of the following conditions was considered an exclusion criterion: events of patellar subluxation or dislocation, lower limb inflammatory process, osteoarthritis, patellar tendon or meniscus tears, bursitis, ligament tears or the presence of neurological diseases. Those who had undergone knee surgery or knee treatments such as arthroscopy, steroid injections, oral steroids, opiate treatment, acupuncture or physiotherapy during the preceding 6 months were excluded from this study.

All the participants were evaluated according to the exclusion and inclusion criteria by two investigators with five years of clinical practice and were only allocated into the PFP group or control group if these two investigators were in agreement about the criteria.

2.2 Kinematic and kinetic analysis

Data collection included lower-limb kinetic and kinematic evaluation of each participant's symptomatic limb (those with unilateral symptoms) or most symptomatic limb (in those with bilateral symptoms) during stair climbing. Motion analysis was collected using a three-dimensional motion-analysis system (VICON MX, Vicon Motion Systems Inc.; Denver – EUA) combined with 6 cameras (type Bonita[®]B10) operating at a sampling frequency of 100 Hz with a resolution of 1 megapixel. Ground reaction forces were collected using a force plate (AMTI, OR6, Watertown, MA, USA) at a sampling frequency of 200 Hz, synchronized with the motion capture system.

To perform kinematic evaluation of each participant during stair climbing a lower limb model was used associated with a plug-in gait model (PIG - SACR) to perform static calibration[12]. Each participant's height, mass, inter anterior superior iliac spine distance (ASIS), ASIS to lateral malleolus distance, knee width and ankle width were recorded. Retro reflective markers (9.5mm) were placed by the same investigator on specific anatomical landmarks (outlined below) to form ankle, tibial, femoral and pelvic segments, on both members: Markers were placed on right and left ASIS; top of the sacrum (L4-L5), over the greater trochanter, lateral and medial knee at the level of the lateral femoral epicondyle, lateral and medial ankle at the level of the lateral malleolus, first and fifth metatarsal heads and the tip of the toe.

A relaxed standing calibration trial was then captured, after which the participants performed practice stair climbing trials to allow familiarization with the instrumentation and environment.

Evaluation of motor tasks that are more challenging in terms of mechanical and muscular demands, such as managing stairs, may further contribute to the understanding of compensatory mechanisms generated by subjects with PFP which are not observed during walking[13]. Because of this, the experimental design included a seven step staircase, each step being 18cm high and 28cm deep, with a 2m walkway in front of and behind the staircase. Once participants felt they were comfortable, and the investigator deemed they were climbing the stairs with consistent velocity, data collection commenced. Each participant was asked to climb the staircase at their natural comfortable speed. Five successful trials were collected for each participant. To ensure a natural stair climbing pattern, participants were not aware of the force plate which was hidden within the fourth step; only the investigator knew of its existence and position. The starting positions prior to each trial were the same to optimize the likelihood of a successful trial. For the reliability analysis, the trials were performed in the same manner on separate days, with an interval of 2 to 7 days between the 2 collection periods. The investigator was blind concerning group allocation.

2.3 Data Analysis

Each trial was filtered with a fourth-order Butterworth low pass filter with a cut-off frequency of 6 Hz for kinematic data and 10 Hz for kinetic data[14]. The retro reflective markers were identified and labeled within the Vicon Nexus[®] 1.8 (Vicon Motion Systems Inc, EUA) for reconstruction. Gait events (heel strike and toe off) were identified using the force plate data. Data were then exported to a specifically developed Excel template for analysis. The variable of interest was peak knee flexion. Loading rate was calculated as between 20 and 80% of the period between footstrike and first peak of vertical ground reaction force; and the loading rate calculation was the total change in vertical ground reaction force divided by the total change in time over this period [10], vertical ground reaction force was normalized by the body weight of each individual.

2.4 Statistical Analysis

The descriptive values (mean and SD) were obtained using SPSS Version 18.0 statistical software (SPSS Inc, Chicago, IL). The data were analyzed for normal distribution using the Shapiro-Wilk test. The variables were compared between period of time (day 1 and day 2) and groups (PFP and CG) using 2-way mixed ANOVA. The Bonferroni's post hoc test was performed for multiple pairwise comparisons where appropriate. The data reported from ANOVA were the F values (with degrees of freedom) and p values; an alpha level of 0.05 was used. For a relative measure of reliability, the intraclass correlation coefficient (ICC) (2, k) model was used [15]. ICC values in the 0.00 to 0.25 range indicated no reliability; the 0.26 to 0.49 range indicated poor reliability; the 0.50 to

0.69 range indicated moderate reliability; the 0.70 to 0.89 range indicated high reliability; and the 0.90 to 1.0 range indicated very high reliability [16].

3. RESULTS

The analysis performed found significant main effects between groups for peak knee flexion ($F_{(1,52)} = 9.59, p = 0.003$) and the post hoc test showed the peak knee flexion in the PFP group as significantly lower on both days compared to the CG (CG day 1 vs PFP day 1: $p = 0.009$; CG day 2 vs PFP day 2 $p = 0.010$) and (CG day 1 vs PFP day 2 $p = 0.011$; CG day 2 vs PFP day 1 $p = 0.008$). There was no main effect in the within group comparisons ($F_{(1,23)} = 0.21, p = 0.642$).

FIGURE 1

Similarly, significant main effects between groups were found for loading rate ($F = 18,926_{(1,52)}, p = 0.000$) and the post hoc test showed the loading rate in the PFP group to be significantly greater on both days compared to the CG (CG day 1 vs PFP day 1: $p = 0.004$; GC day 2 vs PFP day 2 $p = 0.008$) and (CG day 1 vs PFP day 2 $p = 0.005$; CG day 2 vs PFP day 1 $p = 0.002$). There was no main effect in the within group comparisons ($F_{(1,23)} = 2.81, p = 0.100$).

FIGURE 2

Reliability data are presented in Table 1. Both variables presented high to very high reliability.

TABLE 1

4. DISCUSSION

The purpose of this study was to confirm reduced knee flexion during stair climbing in subjects with PFP compared to pain free individuals, to analyze the loading rates of these subjects, at the same activity and to test the reliability of all measures to guarantee the quality of the measurements. We hypothesized that subjects with PFP would present reduced knee flexion and increased loading rates.

Evaluating the reliability of a test is important to clinicians and researchers as a reliability index can establish the degree of stability displayed when a measurement is repeated under identical conditions[15]. The reliability results of this study were consistent. The lowest value of ICC was 0.84 in the PFP group for the variable peak knee flexion, which demonstrates high reliability. The results of peak knee flexion were similar, but superior to another study[17] that evaluated peak knee flexion

angles during gait phases in subjects with moderate knee osteoarthritis. In that study, reliability of 0.77 was found[17], on the other hand, in the present study, despite evaluating a challenging task reliability of 0.84 for the PFP group and 0.91 for the CG were found. Concerning loading rates, there is no study that has approached this parameter in the PFP area which limits the direct discussion with our results. However, an anterior cruciate ligament study (ACL)[18] evaluating the reliability of loading rates during dynamic activities found ICC values of 0.82 for healthy subjects and 0.74 for the ACL group, which is lower values than those found in the present study. Regarding reliability values, the results of the present study are equivalent to or better than those found in the literature. After disclosing the high quality of the measurements, our results can be better interpreted.

As we hypothesized, subjects with PFP demonstrated reduced knee flexion compared to pain-free individuals during stair climbing. Other studies have already proposed this finding, both during stair climbing and in gait[19–21]. On the other hand, no study has demonstrated increased loading rates in PFP subjects during stair climbing. There is some evidence that compensatory reduced knee flexion could generate an increased loading rates[9,10] and this suggestion was proven by the results of the present study. The total range of motion sustained by the lower extremity during the loading phase may influence the forces experienced by the body[11]. Assuming a given impulse, greater excursions probably result in lower loading rates. A study demonstrated this principle by reporting that lower loading rates were associated with greater hip and knee flexion excursions in controlled landings[11]. These increased excursions may, therefore, reduce the risk of stress on lower limb joints.

Therefore, to reduce knee flexion during stair climbing as a strategy to avoid anterior knee pain, seems not to be healthy to lower limb mechanics since repeated loading at higher loading rates may be damaging to lower limb joints (ankle, knee and hip)[22,23]. Our results do not support the affirmation that patellofemoral joint reaction force is increased in these subjects due to increased loading rates; however, it may be a reasonable explanation. For example, Milner and colleagues (2007)[9], reported that increased loading rates are directly related to strain rates experienced by the bone. Moreover, they suggested that increased loading rates can be related to tibial stress fracture in females[10,22].

4.1 Clinical Implications

The results presented above suggest that therapists need to focus on knee flexion compensations during functional gestures in subjects with PFP. Individuals who systematically present reduced knee flexion, have demonstrated increased loading rates[9,10,22]. This alteration can exacerbate the dysfunction in the long term, and moreover, can contribute to other lower limb diseases. As there is an association between PFP and the development of patellofemoral osteoarthritis[24], the potential for repeatedly performed alterations to damage lower limb joints should be further investigated. This is important clinically, because once the relationship between

kinetic/kinematic alterations and functional gait mechanics are clarified, stair climbing retraining methods to alter ambulation mechanics and reduce the risk of lower limb joints stress can be developed.

4.2 Limitations

A limitation of this study was the inability to show peak internal knee extension moment values through inverse dynamics, which would aid understanding as to whether loading rates lead to increased patellofemoral joint reaction forces. Finally, the inclusion of subjects with both unilateral and bilateral PFP could have muddled the results of this study, being a potential confounding factor.

5. CONCLUSION

Subjects with PFP presented reduced knee flexion and increased values of loading rates compared to pain-free individuals, during stair climbing. Both measurements demonstrated high to very high reliability.

Conflict of interest statement

No author has any financial or personal relationship with people or organizations that could inappropriately influence this work.

References

- [1] Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture* 2009;30:405–16.
- [2] Rathleff MS, Roos EM, Olesen JL, Rasmussen S, Arendt-Nielsen L. Lower mechanical pressure pain thresholds in female adolescents with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013;43:414–21.
- [3] Ferrari D, Kuriki HU, Silva CR, Alves N, Mícolis de Azevedo F. Diagnostic Accuracy of the Electromyography Parameters Associated With Anterior Knee Pain in the Diagnosis of Patellofemoral Pain Syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 2014;95:1521–6.
- [4] Nunes GS, Stapait EL, Kirsten MH, de Noronha M, Santos GM. Clinical test for diagnosis of patellofemoral pain syndrome: Systematic review with meta-analysis. *Phys Ther Sport* 2013;14:54–9.
- [5] Claudon B, Poussel M, Billon-Grumillier C, Beyaert C, Paysant J. Knee kinetic pattern during gait and anterior knee pain before and after rehabilitation in patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture* 2012;36:139–43.

- [6] Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture* 2002;16:115–23.
- [7] Nadeau S, Gravel D, Hcbert LJ, Arsenault AB, Lepage Y. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture* 1997;5:21–7.
- [8] Crossley KM, Cowan SM, McConnell J, Bennell KL. Physical Therapy Improves Knee Flexion during Stair Ambulation in Patellofemoral Pain. *Med Sci Sport Exerc* 2005;37:176–83.
- [9] Milner CE, Hamill J, Davis I. Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fracture in runners? *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2007;22:697–703.
- [10] Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc* 2006;38:323–8.
- [11] McNitt-Gray JL, Yokoi T, Millward C. Landing Strategies Used by Gymnasts on Different Surfaces. *J Appl Biomech* 1994;10:237–52.
- [12] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990;8:383–92.
- [13] Aliberti S, Costa MSX, Passaro AC, Arnone AC, Sacco ICN. Medial contact and smaller plantar loads characterize individuals with Patellofemoral Pain Syndrome during stair descent. *Phys Ther Sport* 2010;11:30–4.
- [14] Winter D. Biomechanics and motor control of human movement. 4st ed. New Jersey: 2009.
- [15] Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 2005;19:231–40.
- [16] Silva CR, Silva DO, Ferrari D, Negrão Filho RF, Alves N, Azevedo FM de. Exploratory study of electromyographic behavior of the vastus medialis and vastus lateralis at neuromuscular fatigue onset. *Mot Rev Educ Física* 2014;20:213–20.
- [17] Robbins SM, Astephen Wilson JL, Rutherford DJ, Hubley-Kozey CL. Reliability of principal components and discrete parameters of knee angle and moment gait waveforms in individuals with moderate knee osteoarthritis. *Gait Posture* 2013;38:421–7.
- [18] Mohammadi F, Salavati M, Akhbari B, Mazaheri M, Khorrami M, Negahban H. Static and dynamic postural control in competitive athletes after anterior cruciate ligament reconstruction and controls. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2012;20:1603–10.
- [19] Rathleff MS, Samani A, Olesen JL, Roos EM, Rasmussen S, Christensen BH, et al. Neuromuscular activity and knee kinematics in adolescents with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2013;45:1730–9.
- [20] Saywell N, Taylor D, Boocock M. During step descent, older adults exhibit decreased knee range of motion and increased vastus lateralis muscle activity. *Gait Posture* 2012;36:490–4.
- [21] Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Res* 2004;22:267–74.

- [22] Pohl MB, Mullineaux DR, Milner CE, Hamill J, Davis IS. Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *J Biomech* 2008;41:1160–5.
- [23] Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech* 2001;16:906–12.
- [24] Utting MR, Davies G, Newman JH. Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *Knee* 2005;12:362–5.

Table 1 – Mean (Standard deviation) and Intraclass Correlation Coefficient (ICC) with 95% Confidence Intervals (95% CI) of Peak Knee flexion and Loading Rate during stair climbing.

Variable	Control group			PFP group		
	Day 1	Day 2	ICC (95% CI)	Day 1	Day 2	ICC (95% CI)
Peak Knee Flexion	42.53(3.43)	42.63(3.27)	0.91 (0.80;0.95)	40.02(3.89)	40.08(3.02)	0.84 (0.67;0.90)
Loading Rate	3.46(0.59)	3.67(0.61)	0.93 (0.81;0.97)	3.83(0.64)	4.03(0.55)	0.86 (0.68;0.93)

Table 1 - The units of each variable are: Peak knee flexion (degrees); Loading rate (Newton/second, normalized by body weight of each subject).

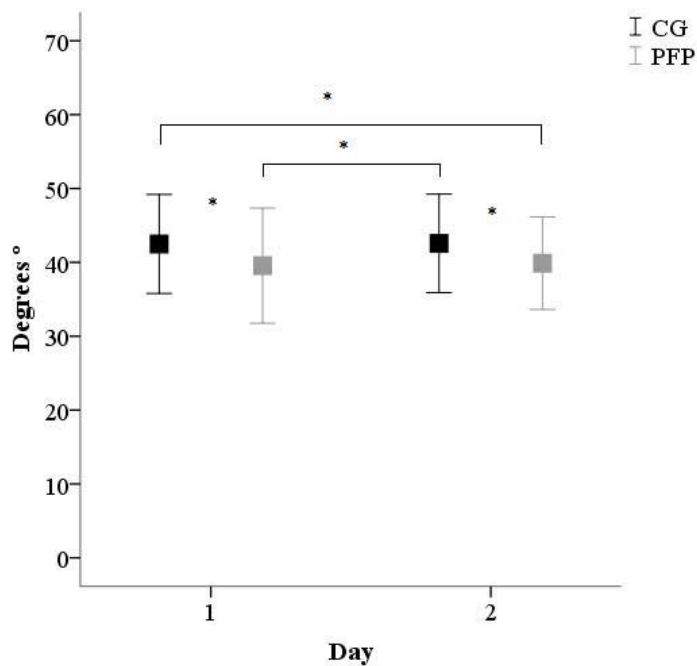


Figure 1 – Peak knee flexion means and standard deviations of the control group (CG) and patellofemoral pain group (PFP) for day 1 and day 2.* represents statistical difference $p < 0.05$.

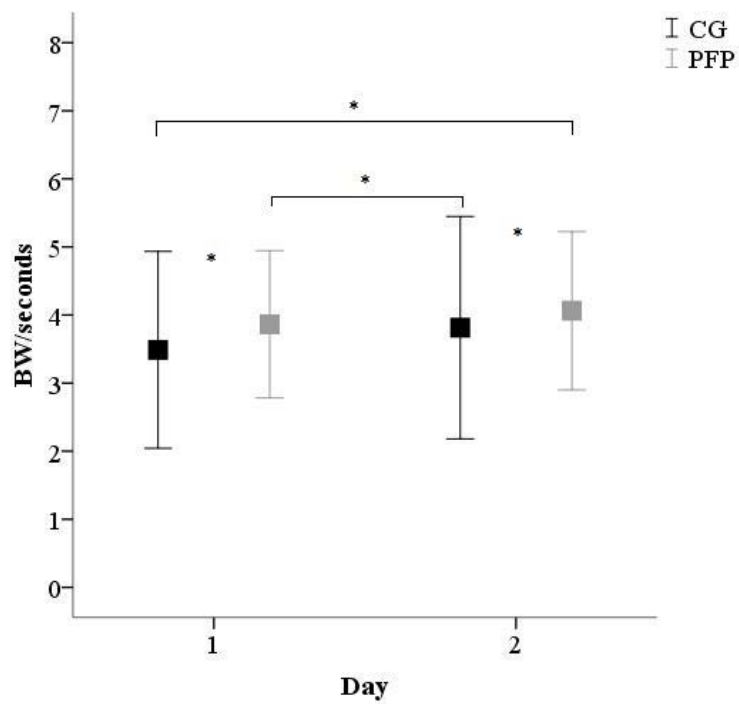


Figure 2 – Loading rate means and standard deviations of the control group (CG) and patellofemoral pain group (PFP) for day 1 and day 2.* represents statistical difference $p < 0.05$.